



TUGAS AKHIR TF-141581

# KARAKTERISASI TANGIS BAYI DENGAN MULTIPARAMETER BERDASARKAN FITUR AKUSTIK

NADHIFA MAULIDA  
NRP. 2414 105 020

Dosen Pembimbing  
Dr. Dhany Arifianto, S.T., M.Eng.

Jurusan Teknik Fisika  
Fakultas Teknologi Industri  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
Surabaya  
2016

*Halaman Ini Sengaja Dikosongkan*



FINAL PROJECT TF-141581

*CHARACTERIZATION OF INFANT CRYING  
BASED ON MULTIPARAMETER OF  
ACOUSTIC FITURE*

NADHIFA MAULIDA  
NRP. 2414 105 020

Supervisor  
Dr. Dhany Arifianto, S.T., M.Eng.

Department of Engineering Physics  
Faculty of Industrial Technology  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
Surabaya  
2016

*Halaman Ini Sengaja Dikosongkan*

## PERNYATAAN BEBAS PLAGIASI

Saya yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Nadhifa Maulida

NRP : 2414105020

Dengan ini menyatakan bahwa tugas akhir saya berjudul .

***Karakterisasi Tangis Bayi dengan Multiparameter  
berdasarkan Fitur Akustik*** adalah bebas dari plagiasi.

Apabila pernyataan ini terbukti tidak benar, maka saya  
bersedia menerima sanksi sesuai ketentuan yang berlaku.

Demikian surat pernyataan ini saya buat dengan sebenar –  
benarnya.

Surabaya, 01 Agustus 2016

Yang membuat pernyataan,



**Nadhifa Maulida**  
**NRP. 2414 105 020**

*Halaman Ini Sengaja Dikosongkan*

**KARAKTERISASI TANGIS BAYI DENGAN  
MULTIPARAMETER BERDASARKAN FITUR AKUSTIK**

**TUGAS AKHIR**

**Oleh:**

**NADHIFA MAULIDA**

**NRP: 2414 105 020**

**Surabaya, 01 Agustus 2016**

**Mengetahui/Menyetujui**

**Pembimbing,**



**Dr. Dhany Arifianto, S.T., M.Eng.**

**NIPN. 19731007 199802 1 001**



**Jurusan  
Teknik Industri FTI-ITS**

**Agus Muhammad Hatta, S.T., M.Si., Ph.D.**

**NIPN. 19780902 200312 1 002**

*Halaman Ini Sengaja Dikosongkan*



**KARAKTERISASI TANGIS BAYI DENGAN  
MULTIPARAMETER BERDASARKAN FITUR AKUSTIK**

**TUGAS AKHIR**




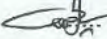
Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat  
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik  
pada  
Bidang Studi Rekayasa Akustik dan Fisika Bangunan  
Program Studi S-1 Jurusan Teknik Fisika  
Fakultas Teknologi Industri  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :

**NADHIFA MAULIDA**

NRP. 2414 105 020

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

1. Dr. Dhany Arifianto, S.T., M.Eng.  (Pembimbing)
2. Ir. Wiratno Argo Asmoro, M.Sc.  (Penguji I)
3. Ir. Jerri Susatio, M.T.  (Penguji II)
4. Bagus Tris Atmaja, S.T., M.T.  (Penguji III)

**SURABAYA  
AGUSTUS, 2016**

*Halaman Ini Sengaja Dikosongkan*

## KARAKTERISASI TANGIS BAYI DENGAN MULTIPARAMETER BERDASARKAN FITUR AKUSTIK

**Nama** : NADHIFA MAULIDA  
**NRP** : 2414 105 020  
**Jurusan** : Teknik Fisika, FTI - ITS  
**Dosen Pembimbing** : Dr. DHANY ARIFianto, S.T., M.Eng.

### Abstrak

Tangisan adalah media komunikasi bagi bayi untuk mengutarakan keinginannya kepada pengasuh bayi atau ibunya. Beberapa penelitian sebelumnya telah mengungkapkan, bahwa tangisan bayi mengandung informasi penting yang dapat menunjukkan kondisi fisik atau psikis dari bayi. Tujuan dari penelitian ini adalah mendapatkan karakteristik tangis bayi berdasarkan fitur akustik, seperti frekuensi dasar, frekuensi *formant* dan parameter *prosody*. *STRAIGHT* merupakan metode estimasi frekuensi dasar yang paling akurat jika dibandingkan dengan metode lainnya. Untuk data suara tangis, dilakukan perekaman pada 10 bayi (1-11 bulan) dengan kondisi lapar, tidak nyaman dan mengantuk menurut prespektif ibunya. Hasil analisa didapatkan nilai  $F_0$  pada ketiga kondisi tidak jauh berbeda, tangisan bayi lapar (193Hz-644Hz), tidak nyaman (188Hz-668Hz), dan mengantuk (209Hz-625Hz). Analisa frekuensi *formant* pada tangisan bayi menggunakan metode LPC berhasil diestimasi berdasarkan tingkat frekuensinya namun nilai ini belum dapat merepresentasikan perbedaan setiap kondisi tangisan. Sedangkan untuk analisa fitur dinamik, pola tangisan setiap kondisi dapat dibedakan melalui hasil estimasi nilai  $\Delta F_0$  dan  $\Delta^2 F_0$ . Kedua parameter tersebut menunjukkan perbedaan pada nilai perubahan frekuensi serta perubahan fasa gelombang yang terjadi pada sinyal tangisan.

**Kata Kunci** — Tangis Bayi, Frekuensi Dasar, Frekuensi *Formant*, Parameter *Prosody*

*Halaman Ini Sengaja Dikosongkan*

## **CHARACTERIZATION OF INFANT CRYING BASED ON MULTIPARAMETER OF ACOUSTIC FEATURE**

**Nama** : NADHIFA MAULIDA  
**NRP** : 2414 105 020  
**Department** : Engineering Physics, FTI - ITS  
**Lecture** : Dr. DHANY ARIFianto, S.T., M.Eng.

### ***Abstract***

*Infant cry is media for babies to communicate and express their urges to their mother or babycares. From the previous research, we know that infant cry provides important information about its physical and physiological condition. The objective of this final project is to characterize infant cry based on acoustic feature, such as fundamental frequency, formant frequency and prosody. STRAIGHT is the best method for robust estimated of fundamental frequency. For data collection 10 infants (1-11 months old) were recruited, and the crying sound recorded for 3 conditions, namely hungry, sleepy, and uncomfortable according to mother's perspective. The result of  $F_0$  (Fundamental frequency) of all crying types are not much different, the  $F_0$  of hungry condition is spanned from 193Hz to 644Hz, uncomfortable babies is spanned from 188Hz to 668Hz, and the sleepy cry is spanned from 209Hz to 625Hz.. The formant frequency successfully estimated using LPC methods based on the level of frequency, but this value cannot represent differences in each crying condition. As for the analysis of dynamic features, a pattern of crying every condition can be distinguished through the estimation value  $\Delta F_0$  and  $\Delta^2 F_0$ . Both of these parameters showed differences in the value of the frequency and phase changes that occur in the waveform.*

**Key Word** — *Infant Crying, Fundamental Frequency, Formant Frequency, Prosody Parameter.*

*Halaman Ini Sengaja Dikosongkan*

## KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kehadiran Allah SWT atas limpahan rahmat dan hidayah-Nya serta shalawat dan salam kepada Nabi Muhammad SAW sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir yang berjudul “**Karakteristik Tangis Bayi dengan Multiparameter Berdasarkan Fitur Akustik**”. Penulis telah banyak mendapatkan bantuan dari berbagai pihak dalam menyelesaikan Tugas Akhir ini. Untuk itu penulis mengucapkan terima kasih kepada :

1. Agus Muhamad Hatta, ST, MSi, Ph.D., selaku Ketua Jurusan Teknik Fisika ITS dan Bapak Tutug Dhanardono, S.T, M.T., selaku dosen wali penulis yang telah memberikan petunjuk, bimbingan, serta ilmu yang sangat bermanfaat.
2. Bapak Muh. Shoffan Hadi (Alm.) dan Ibu Rony Ulfa selaku orang tua penulis serta mas Alkaf dan mas Fithrony yang selalu memberi dukungan baik moril maupun materiil serta motivasi dan doa dalam pengerjaan Tugas akhir ini.
3. Bapak Dr. Dhany Arifianto S.T., M.Eng. selaku dosen pembimbing yang senantiasa memberikan motivasi, bimbingan dan arahan dalam menyelesaikan Tugas Akhir ini.
4. Bapak Ir. Wiratno Argo Asmoro, M.Sc., Ir. Jerri Susatio, M.T., dan Bagus Tris Atmaja, S.T., M.T. selaku dosen penguji Tugas Akhir.
5. Bapak Dr. Dhany Arifianto, S.T., M.Eng, selaku kepala Laboratorium Rekayasa Akustik dan Vibrasi yang telah memberikan sarana dan prasarana guna menunjang pelaksanaan Tugas Akhir ini.
6. Bapak dan Ibu dosen serta staff jurusan Teknik Fisika yang telah memberikan ilmu selama kuliah.
7. Ibu Widiastuti, Ibu Emi, Bapak Arif, Ibu Gama, Ibu Amalia, Ibu Ifa (panti Anak dan Bayi Sehat), Ibu Rava, Mbak Ika, Tante Rachmawati, Mbak Nurul yang telah bersedia menjadi naracoba.

8. Tim PKM-P BCI (Wilujeng, Ajeng, Heru, dan Qomar) yang selalu memotivasi dan membantu menyelesaikan Tugas Akhir ini.
9. Teman-teman asisten Laboratorium Pengukuran Fisis yang selalu mendukung dalam penyelesaian Tugas Akhir.
10. Teman-teman asisten Laboratorium Vibrastic : Elok C., Mbak Niken, Saptian, Tirta, Alinda dkk.
11. Sahabat *Kece Family* yang selalu jadi tempat curahan keluh kesah dan selalu memotivasi penulis.
12. Teman-teman 2011, 2012, 2013, dan 2014 lainnya yang tidak bisa penulis sebutkan satu per satu.

Penulis menyadari bahwa penulisan laporan Tugas Akhir ini tidaklah sempurna. Oleh karena itu sangat diharapkan kritik dan saran yang membangun dari semua pihak sehingga mencapai sesuatu yang lebih baik lagi. Penulis juga berharap semoga laporan ini dapat menambah wawasan yang bermanfaat bagi pembacanya.

Surabaya, 01 Agustus 2016

Penulis



## DAFTAR ISI

<b>HALAMAN JUDUL .....</b>	<b>i</b>
<b>LEMBAR PENGESAHAN.....</b>	<b>vii</b>
<b>ABSTRAK .....</b>	<b>xi</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>xiii</b>
<b>KATA PENGANTAR.....</b>	<b>xv</b>
<b>DAFTAR ISI.....</b>	<b>xvii</b>
<b>DAFTAR GAMBAR.....</b>	<b>xix</b>
<b>DAFTAR TABEL.....</b>	<b>xx</b>
<b>BAB I PENDAHULUAN .....</b>	<b>1</b>
1.1. Latar Belakang.....	1
1.2. Permasalahan .....	2
1.3. Batasan Masalah .....	2
1.4. Tujuan.....	3
<b>BAB II LANDASAN TEORI.....</b>	<b>5</b>
2.1 Perkembangan dan Komunikasi Bayi .....	5
2.2 Frekuensi Dasar .....	7
2.3 Frekuensi <i>Formant</i> .....	8
2.4 Bunyi Segmentasi .....	10
2.5 Ekstraksi Frekuensi Dasar ( $F_0$ ) .....	11
2.6 Estimasi Frekuensi <i>Formant</i> .....	16
<b>BAB III METODOLOGI PENELITIAN .....</b>	<b>19</b>
3.1 Diagram Alir Penelitian .....	19
3.2 Mekanisme Pengambilan Data .....	21
3.3 Prakondisi Hasil Rekaman .....	22
3.4 Ekstraksi Frekuensi Dasar dan Frekuensi <i>Formant</i> .....	22
3.5 Ekstraksi Frekuensi <i>Formant</i> .....	23
3.6 Estimasi Nilai <i>Delta Cepstral</i> dan <i>Double Delta Cepstral</i> .....	24
<b>BAB IV ANALISA DATA .....</b>	<b>25</b>
4.1 Analisa Data .....	25
4.1.1. Analisa Metode.....	25
4.1.2. Analisa Frekuensi Dasar ( $F_0$ ).....	27
4.1.3. Analisa Frekuensi <i>Formant</i> ( $F_1$ , $F_2$ , $F_3$ , dan $F_4$ ) .....	28

4.1.4. Analisa Parameter Prosodi ( <i>Delta Cepstrum</i> dan <i>Double Delta Cepstrum</i> ).....	33
<b>BAB V KESIMPULAN DAN SARAN.....</b>	<b>41</b>
5.1 Kesimpulan .....	41
5.2 Saran.....	41
<b>DAFTAR PUSTAKA</b>	
<b>LAMPIRAN</b>	

## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar 2.1</b> Organ Tubuh Pembentuk Suara.....	6
<b>Gambar 2.2</b> Distribusi Frekuensi Dasar .....	7
<b>Gambar 2.3</b> Frekuensi Formant saat terjadi bunyi .....	9
<b>Gambar 2.4</b> Model Tabung Resonansi Vocal Tract .....	9
<b>Gambar 2.5</b> Blok diagram metode MBF.....	12
<b>Gambar 2.6</b> Blok diagram STRAIGHT .....	14
<b>Gambar 2.7</b> Blok Diagram YAAPT.....	15
<b>Gambar 2.8</b> Blok diagram LPC.....	17
<b>Gambar 2.9</b> Sinyal Tangisan analisa frekuensi <i>formant</i> (a) Grafik <i>formant spectrum</i> ; (b) Grafik output LPF ( <i>Linear Prediction Filter</i> ) .....	17
<b>Gambar 3.1</b> Skema diagram alir penelitian Tugas Akhir ...	19
<b>Gambar 3.2</b> <i>Voice Recorder Zoom H4N</i> .....	20
<b>Gambar 4.1</b> <i>Spectrogram</i> Tangisan Bayi (01-L-002-c1).....	25
<b>Gambar 4.2</b> Komparasi Metode Ekstraksi $F_0$ (a) Sinyal Tangisan dalam Domain Waktu; (b) Ekstraksi $F_0$ Metode MBF; (c) Ekstraksi $F_0$ Metode STRAIGHT; (d) Ekstraksi $F_0$ Metode YAAPT; (e) Ekstraksi $F_0$ Metode YIN.....	26
<b>Gambar 4.3</b> $F_0$ Tangisan Ketika Lapar .....	28
<b>Gambar 4.4</b> $F_1$ Semua Kondisi Tangisan .....	30
<b>Gambar 4.5</b> $F_2$ Semua Kondisi Tangisan .....	31
<b>Gambar 4.6</b> $F_3$ Semua Kondisi Tangisan .....	32
<b>Gambar 4.7</b> $F_4$ Semua Kondisi Tangisan .....	32
<b>Gambar 4.8</b> Estimasi Frekuensi <i>Formant</i> Tangisan Bayi Semua Kondisi.....	33
<b>Gambar 4.9</b> Plot Nilai $\Delta F_0$ ( <i>Trendline</i> ) Pada Ketiga Kondisi Tangisan.....	34
<b>Gambar 4.10</b> Plot Nilai $\Delta^2 F_0$ ( <i>Trendline</i> ) Pada Ketiga Kondisi Tangisan.....	37

## DAFTAR TABEL

<b>Tabel 3.1</b> <i>Default</i> Parameter Metode Ekstraksi $F_0$ .....	23
<b>Tabel 3.2</b> Modifikasi Parameter Metode Ekstraksi $F_0$ .....	23
<b>Tabel 4.1</b> Hasil Ekstraksi $F_0$ Pada Semua Naracoba .....	27
<b>Tabel 4.2</b> Hasil Ekstraksi Frekuensi <i>Formant</i> Pada Semua Naracoba .....	29

# **BAB I**

## **PENDAHULUAN**

### **1.1. Latar Belakang**

Tangisan merupakan media komunikasi utama bayi dalam mepresentasikan keinginannya kepada lingkungan khususnya pada ibu atau pengasuh bayi. Beberapa kondisi yang dapat menyebabkan bayi menangis yaitu pada saat bayi merasa lapar, tidak nyaman, mengantuk, kesakitan dan lain sebagainya. Melalui tangisan itulah bayi menyampaikan keinginannya agar ibu atau pengasuh bayi dapat segera memenuhi keinginannya. Jika ibu atau pengasuh bayi salah dalam memahami keinginan bayi maka bayi akan terus menerus menangis, hingga keinginannya telah terpenuhi. Tangisan bayi merupakan hal alamiah yang terjadi pada setiap bayi karena bayi masih belum dapat menyucapkan kata secara jelas. Setiap tangisan dapat menunjukkan karakteristik tertentu secara sinyal akustik yang diklasifikasikan berdasarkan penyebab bayi menangis. Perkembangan kemampuan ucap bayi semakin meningkat seiring dengan bertambahnya umur dan perkembangan bayi. Kondisi lingkungan dan daya tangkap bayi yang akan membantu dalam proses pembelajaran ucap bayi, misalnya saat bayi berumur kurang dari 1 bulan intensitas tangisan akan lebih tinggi dari pada bayi dengan umur 9 bulan. Hal ini diakibatkan karena kemampuan bayi yang juga bertambah sehingga bayi dapat lebih mudah mengekspresikan keinginannya.

Beberapa studi yang pernah dilakukan menyatakan bahwa sinyal suara tangisan bayi dengan rentang 0-1 tahun berada pada frekuensi dasar 250-600 Hz. Secara analisis sinyal akustik, tangisan bayi memberikan informasi penting yang dapat menjadi penunjuk kondisi bayi sebenarnya seperti kesehatan, berat, jenis kelamin hingga kondisi emosi bayi (Cohen, 2012). Tangisan juga dapat menunjukkan kondisi fisik dan psikologi bayi (Saraswathy, 2013). Selain itu, tangis bayi dapat menggambarkan perbedaan fisik, emosional dan psikologi bayi (Lederman, 2002) menunjukkan bahwa berbedanya pemicu tangisan akan menghasilkan pola-pola tangis yang berbeda pula.

Analisa karakteristik tangis bayi dapat menjadi bahan dasar pengembangan ilmu pengetahuan dan teknologi dalam berbagai hal, misalnya pada penelitian pernah dilakukan yaitu untuk mendeteksi kondisi bayi pada saat sakit dan pada kondisi normal, dalam bidang neurologi dapat menunjukkan kondisi kesehatan bayi yang baru lahir pada bayi *premature* dan bayi normal khususnya pada kondisi keseimbangan pendengaran dan pengembangan fungsi otak (Fort, dan Manfredi, 1998), serta penelitian ini dapat dikembangkan sebagai data untuk pengembangan robot asuh bayi. Tangisan bayi dapat sebagai alat deteksi kondisi fisik tanpa sentuhan (Orlandi, 2015). Parameter-parameter dalam tangisan ini dapat sebagai data pengembangan dalam bidang *auditory neuroscience*, misalnya dalam riset sinyal tangisan pada seorang ibu atau non ibu dalam pemrosesan sinyal di otak.

Dalam penelitian ini akan dilakukan penelitian mengenai karakterisasi tangis bayi secara fisis dengan meninjau multiparameter berdasarkan fitur akustik. Parameter-parameter yang dapat ditinjau yaitu berdasarkan analisa harmonik seperti frekuensi dasar dan nilai *Formant* yang dapat mewakili dari jenis tangisan bayi tersebut.

## 1.2. Permasalahan

Permasalahan yang diangkat dalam tugas akhir ini yaitu bagaimana memperoleh karakteristik tangis bayi berdasarkan frekuensi dasar, frekuensi *Formant* dan parameter *prosody*.

## 1.3. Batasan Masalah

Adapun batasan masalah dalam tugas akhir ini adalah sebagai berikut :

- a. Analisa fitur akustik sebagai karakteristik tangisan yang dibahas hanya berdasarkan nilai frekuensi dasar, frekuensi *formant*, dan parameter *prosody* (*delta cepstrum* dan *delta-delta cepstrum*)
- b. Bayi yang digunakan sebagai sumber suara berumur 0-1 tahun
- c. Dilakukan pada bayi dengan asumsi kondisi bayi sehat menurut informasi ibu atau pengasuh bayi

- d. Jenis tangisan yang diambil meliputi tangisan yang umum terjadi menurut ibu atau pengasuh, yaitu tangisan lapar, mengantuk dan kondisi tidak nyaman
- e. Hasil rekaman berupa *background noise* dan *reverberation* diabaikan

#### **1.4. Tujuan**

Tujuan tugas akhir kali ini yaitu melakukan karakteristik tangis bayi berdasarkan berdasarkan frekuensi dasar, frekuensi *formant* dan parameter *prosody*.

*Halaman Ini Sengaja Dikosongkan*



## **BAB II**

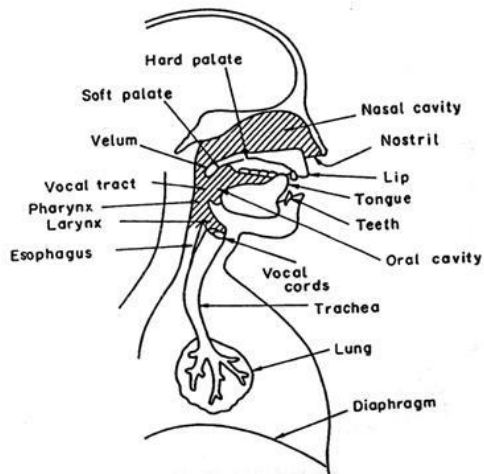
### **LANDASAN TEORI**

#### **2.1 Perkembangan dan Komunikasi Bayi**

Menangis merupakan gerak refleks yang terjadi ketika udara masuk ke dalam pita suara yang menyebabkan pita suara bergetar dimana udara tersebut bekerja dalam proses pernafasan. Ostwald dan Peltzman menjelaskan tentang nilai sosial dari tangisan bayi bahwa tangisan bayi merupakan perilaku pertama yang mempunyai nilai sosial, yang menandakan ketergantungan total pada satu makhluk hidup yaitu ibu atau memungkinkan bentuk komunikasi dengan sekelompok manusia di dalam lingkungan. Menangis dapat terjadi setiap saat, namun paling sering dan paling kuat terjadi ketika dari pukul enam sore hingga tengah malam ketika bayi masih berumur dengan rentang 0-2 minggu (Herlina, 2010). Pada saat bayi berumur 2 minggu hingga 2 tahun, perkembangan bahasa bayi meliputi :

- a. Terdapat kesenjangan reseptif dan ekspresif. Kemampuan mengerti apa yang disampaikan orang lain sudah mulai berkembang pada tahun pertama bayi. Sedangkan untuk mengutarakan pikiran/ perasaan baru berkembang setelah itu.
- b. Ekspresi muka berbicara, nada suara dan isyarat tangan mulai membantu bayi untuk mengerti apa yang dikatakan. Ketika usia 3 bulan, bayi mengerti ungkapan rasa marah, takut dan senang.
- c. Pada usia 6 bulan, sebagian besar bayi dapat mengucapkan kata yang berulang, seperti -“ma-ma, da-da, na-na, ta-ta” (*babbling*).
- d. Pada usia 12-18 bulan, bayi sudah mengerti kata-kata
- e. Pada usia 18 bulan, bayi memasuki tahapan dua kata dimana mulai mampu mengucapkan dua kata, tetapi masih terpotong yang tergolong pada *open class words* dan *pivot words* (Hetherington, 2000 dalam Herlina, 2010).

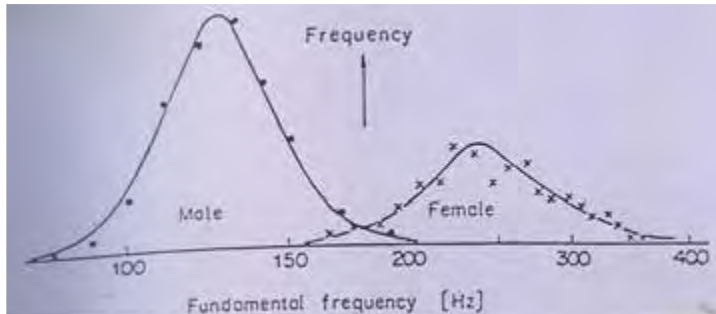
Adapun mekanisme terjadinya tangisan, tahap pertama adanya pengaruh yang menyebabkan tangisan baik dari eksternal maupun internal (lapar, kesakitan, dll) yang di olah oleh otak bayi.



**Gambar 2.1.** Organ Tubuh Pembentuk Suara (Jamazy, 2015)

Kemudian otak menerjemahkan kedalam serangkaian perintah melalui sistem saraf ucapan dan anggota badan, dimana sistem saraf ucapan yang akan menciptakan suara akustik secara fisiologis. Otak memerintahkan sistem-sistem saraf untuk penghembusan udara dari paru-paru ke saluran vocal (*vocal tract*). Saluran vocal diawali dari pita suara dan berakhir pada bibir, saluran terdapat pada faring, yang menjadi penghubung antar mulut ke kerongkongan, rongga mulut dan rongga hidung. Ketika suara terucap maka terjadi saluran vocal dan posisi bagian internal organ akan berubah, sehingga terbentuklah karakteristik akustik seperti frekuensi *Formant* (Lederman, 2002).

Organ tubuh yang terlibat pada proses produksi suara adalah paru-paru, tenggorokan (*trachea*), laring (*larynx*), faring (*pharynx*), pita suara (*vocal cord*), rongga mulut (*oral cavity*), rongga hidung (*nasal cavity*), lidah (*tongue*), dan bibir (*lips*). Organ tubuh ini dapat dikelompokkan menjadi tiga bagian utama, yaitu : *vocal tract* (berawal di awal bukaan pita suara atau *glottis*, dan berakhir di bibir), *nasal tract* (dari *velum* sampai *nostril*), dan *source generator* (terdiri dari paru-paru, tenggorokan, dan laring) dengan ilustrasi organ seperti pada **Gambar 2.1** (Jamazy, 2015).



**Gambar 2.2.** Distribusi Frekuensi Dasar (Utomo, 2007)

Proses pembentukan suara seperti halnya pada manusia dewasa umumnya, proses pembentukan ini dapat dibagi menjadi tiga proses fisiologis, yaitu pembentukan aliran udara dari paru-paru, perubahan aliran udara menjadi *voiced* ataupun *unvoiced* (*phonation*) yang disebut dengan proses *generation*, serta pembentukan artikulasi sebagai proses pengaturan suara menjadi bunyi spesifik yang disebut dengan proses *filtering* (Al-Azhar, 2011)

## 2.2 Frekuensi Dasar

Proses pembentukan suara berawal dari bergetarnya pita suara (*vocal cord* dan *vocal fold*) di laring akibat aliran udara yang lewat. Aliran udara tersebut dipotong-potong oleh gerakan pita suara menjadi sinyal pulsa yang bersifat *quasi-periodik*, sehingga menghasilkan frekuensi getar yang disebut dengan frekuensi dasar (*fundamental*). Frekuensi khas ini dipengaruhi oleh kondisi fisiologis laring manusia. Pada kondisi pembicaraan normal, level *habitual pitch* berkisar pada 50Hz s/d 250Hz untuk laki-laki dan 120Hz s/d 500Hz untuk perempuan, seperti yang terlihat pada **Gambar 2.2**. Frekuensi ini berubah secara konstan dan memberikan informasi linguistik seseorang seperti pembeda antara intonasi dan emosi (Al-Azhar, 2011).

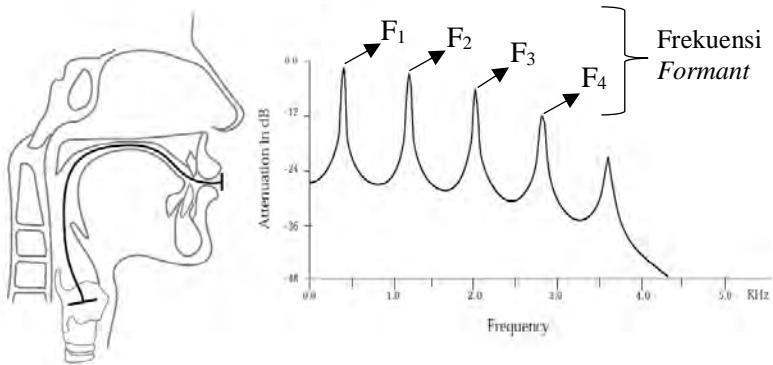
Terdapat tiga daerah atau domain algoritma umum estimasi  $f_0$ , mengorganisir dengan jenis masukan dan paradigma pengolahan yaitu dalam domain waktu, frekuensi, dan statistik. Metode

autokorelasi adalah salah satu contoh dari domain waktu sedangkan metode cepstrum dari domain frekuensi. Dari frekuensi dasar terdapat *excitation parameter* yang merupakan informasi keadaan suara yang bertujuan untuk membedakan antara daerah suara (menghasilkan parameter akustik) atau bukan suara (jeda). Yang menjadi parameter akustik suara didapatkan dari *spectral parameter* yang merupakan informasi besaran-besaran fisis dari suara yang mengacu dari *mel-cepstrum* dari suara basis data seperti MFCC, *delta cepstrum*, *delta-delta cepstrum* dan durasi (Cahyaningtyas, 2015).

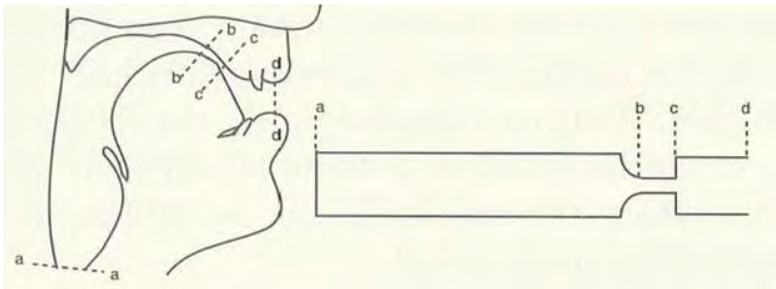
Pada penelitian sebelumnya dengan menggunakan metode *cepstrum* untuk menentukan nilai frekuensi dasar suara tangisan berdasarkan tingkat emosi bayi. Tahapan dalam metode ini didapatkan dari hasil logaritma FFT (*Fast Fourier Transform*) dari sinyal tangisan. Salah satu contoh hasil pengolahan sinyal tangisan didapatkan nilai frekuensi dasar sebesar 258,06 Hz (Hidayati, 2009).

### 2.3 Frekuensi *Formant*

Setelah pita suara berkontraksi getar yang menghasilkan sinyal pulsa kemudian sinyal pulsa mengalami modulasi frekuensi ketika melewati faring, rongga mulut ataupun pada rongga hidung. Sinyal suara yang dihasilkan pada proses ini disebut sinyal *voiced*. Namun, apabila pita suara dalam keadaan relaksasi, maka aliran udara melewati celah sempit pada permukaan *vocal tract* sehingga alirannya menjadi turbulen, proses ini akan menghasilkan sinyal *unvoiced*. Ketika sumber suara melalui *vocal tract*, kandungan frekuensinya mengalami modulasi dimana proses ini disebut dengan proses *filtering* sehingga terjadi resonansi suara (artikulasi) pada *vocal tract*. Hasil resonansi suara menghasilkan frekuensi yang disebut frekuensi *Formant* yang dapat menghasilkan bunyi keluaran berupa bunyi vokal dan atau bunyi konsonan yang membentuk kata-kata yang memiliki arti untuk dianalisa. Karakteristik suara tiap individu bersifat unik karena terdapat perbedaan dalam hal panjang maupun bentuk *vocal tract* (Furui, 1985).



**Gambar 2.3.** Frekuensi *Formant* saat terjadi bunyi (Fitch, 1986)



**Gambar 2.4.** Model Tabung Resonansi *Vocal Tract* (Fitch, 1986)

Ukuran *vocal tract* setiap individu bervariasi, biasanya untuk laki-laki dewasa memiliki rata-rata panjang sekitar 17cm, sedangkan untuk luas *vocal tract* juga bervariasi antara 0 (ketika seluruhnya tertutup) hingga sekitar 20 cm<sup>2</sup>. Kondisi *vocal tract* pada bayi jelas memiliki panjang yang lebih pendek dari ukuran *vocal tract* orang dewasa, sehingga hal ini menyebabkan nilai frekuensi *Formant* yang dihasilkan lebih besar dari frekuensi *formant* manusia dewasa (Subali, 2014). Hal ini dapat dilihat dari hasil model *vocal tract* yang dianalogikan sebagai tabung resonator seperti pada **Gambar 2.3**. Adapun model formulasi frekuensi *formant* dari *vocal tract* hasil analogi tabung resonator, yaitu :

$$F_{k+1} = \frac{(2k+1) \cdot c}{4 \cdot L} \quad (2.1)$$

Dimana :

$c$  = Cepat rambat bunyi

$k$  = Bilangan rekuensi *formant* ( $k = 0,1,2,3,\dots$ )

$L$  = Panjang tabung

Pada **Gambar 2.4** menunjukkan frekuensi resonansi analogi sebagai frekuensi *Helmholtz resonator* (Subali, 2014), dengan persamaan sebagai berikut :

$$f = \frac{c}{2 \cdot \pi} \sqrt{\frac{A_{bc}}{V_{ab} \cdot L_{bc}}} \quad (2.2)$$

Dimana :

$A_{bc}$  = Luas Penampang tabung bc

$L_{bc}$  = Panjang tabung bc

$V_{ab}$  = Volume tabung ab

Secara umum, frekuensi-frekuensi *formant* bersifat tidak terbatas namun untuk mengidentifikasi seseorang paling tidak ada tiga *formant* yang dianalisa, yaitu F1, F2 dan F3. Nilai frekuensi *formant* secara akustik digunakan sebagai identitas fonem seperti huruf hidup, bunyi sengau konsonan, diftong hingga transisi dari konsonan dan huruf hidup (Mustafa, dan Bruce, 2006). Nilai frekuensi *formant* dapat diestimasi dengan menggunakan beberapa metode yaitu, SS (*Sound Spectrography*), LPC (*Linear Predictive Coding*), PS (*Power Spectrum*), SIFT (*Simple Inverse Filtering Tracking*), hingga metode MFCC (*Mel-Frequency Cepstrum Coefficient*).

## 2.4 Bunyi Segmentasi

Bunyi segmentasi adalah bunyi yang dihasilkan oleh pernafasan, alat ucap dan pita suara (Masnur dalam Cahyaningtyas, 2015). Bunyi segmental dapat berarti juga bunyi-bunyi Bahasa yang ketika diucapkan dapat diruas-ruaskan atau dipisah-pisahkan. Klasifikasi bunyi segmental didasarkan pada berbagai kriteria, yaitu ada tidanya gangguan, mekanisme udara, arah udara, pita suara, mekanisme artikulasi dan lainnya. Bunyi segmental disebut juga prosodi yang terdiri dari beberapa bagian, yaitu Nada, tekanan, durasi yang berkaitan dengan panjang pendeknya bunyi, jeda dalam pengucapakan, intonasi (Cahyaningtyas, 2015). Dalam

penelitian ini dilakukan analisa *prosody* dengan menentukan nilai parameter berupa *delta cepstrum* (perbedaan jarak puncak dari *cepstrum* sebagai kecepatan frekuensi sinyal suara) dan *delta-delta cepstrum* (turunan delta cepstrum sebagai percepatan frekuensi sinyal suara) (Gunawan, 2014), dimana dengan nilai-nilai tersebut dapat digunakan untuk menganalisa *spectrum* sinyal suara. Untuk mendapatkan *spectrum* sinyal dilakukan bantuan dengan merubah sinyal ke dalam domain frekuensi melalui FFT (*Fast Fourier Transform*), dan dilakukan penambahan filter sinyal seperti hamming filter.

Untuk analisa pada daerah suara (*Voice*), berlaku persamaan berikut :

$$\Delta c_t = -\frac{1}{2}c_{t-1} + \frac{1}{2}c_{t+1} \quad (2.2)$$

$$\Delta^2 c_t = \frac{1}{4}c_{t-1} + \frac{1}{2}c_t - \frac{1}{2}c_{t+1} \quad (2.3)$$

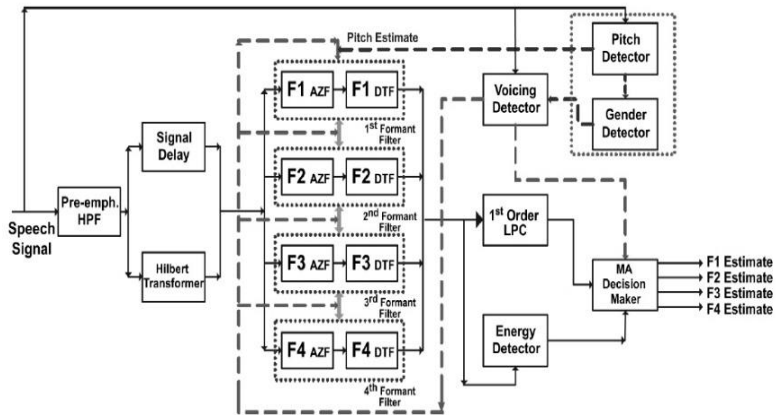
Sedangkan untuk daerah bukan suara (*unvoice*), menggunakan persamaan sebagai berikut :

$$\delta p_t = -\frac{1}{2}p_t + \frac{1}{2}p_{t+1} \quad (2.4)$$

$$\delta^2 p_t = \frac{1}{4}p_{t-1} + \frac{1}{2}p_t - \frac{1}{2}p_{t+1} \quad (2.5)$$

## 2.5 Ekstraksi Frekuensi Dasar ( $F_0$ )

Terdapat beberapa metode dalam melakukan ekstraksi  $F_0$  pada sinyal suara manusia, namun metode-metode tersebut digunakan untuk mengekstraksi sinyal suara pada proses sintesis suara. Berdasarkan penelitian sebelumnya mengenai sinyal tangisan bayi ini masih belum didapatkan metode khusus yang sengaja dibuat untuk proses estimasi sinyal tangisan.



**Gambar 2.5.** Blok diagram metode MBF (Mustafa, dan Bruce, 2006)

Sehingga dalam ekstraksi  $F_0$  masih menggunakan metode yang sering digunakan pada estimasi frekuensi pada suara manusia dewasa. Metode untuk analisa frekuensi dasar yang digunakan antara lain :

**a. MBF (*Mustafa-Bruce Formant Tracking*)**

Pada tugas akhir ini Metode MBF digunakan sebagai pembanding dalam mencari metode yang tepat digunakan dalam ekstraksi  $F_0$  pada tangisan bayi. MBF merupakan salah satu metode yang baik dalam ekstraksi *formant*. Metode ini mengembangkan algoritma *formant* oleh Bruce dan tim yang akan digunakan pada kondisi sambungan percakapan, *speaker*, dan dalam membedakan suara gangguan yang ada sebagai suara latar (*background*) di lingkungan. Pengujian metode ini digunakan pada pembeda sampel suara laki-laki dan perempuan dewasa.

Metode MBF memanfaatkan variasi domain waktu serta mengembangkan *adaptive bandpass filter bank* sebagai pengganti filter pada tahap *pre-emphasis*. Pengembangan ini didasarkan pada pendekatan model *Hilbert Transform* ( $20^{\text{th}}$  order linear phase FIR Filter). Filter pada MBF terdiri dari pita sinyal yang terdiri dari AZF (*all-zero filter*) dan dirangkap dengan DTF (*single-pole*



*dynamic tracking filter*). Kombinasi ini disebut sebagai filter *formant*. Pada **Gambar 2.5** menunjukkan detail tahapan ekstraksi frekuensi dasar dan frekuensi *formant*.

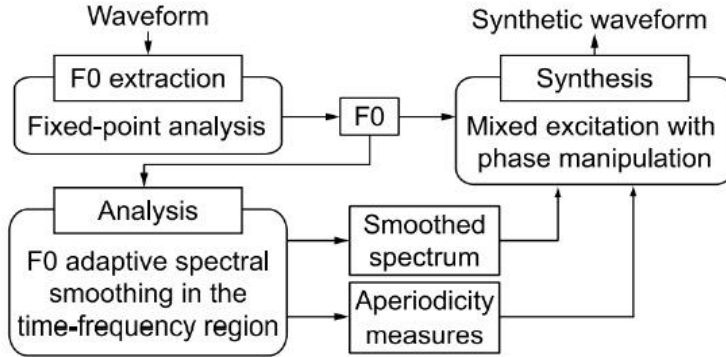
**b. STRAIGHT (Speech Transformation and Representation using Adaptive Interpolation of weiGHTed Spectrum)**

Metode ini merupakan salah satu metode analisis ekstraksi nilai  $F_0$  secara otomatis (Zen, 2007). Metode ini memanipulasi sinyal suara secara *adaptive spectral* yang diperhalus dan ekstraksi  $F_0$  berdasarkan *instantaneous-frequency* secara *fixed-point*. *Fixed-point* didasarkan pada metode *time warping STFT (short-term Fourier Transform-based)* yang berhubungan dengan komponen harmonik untuk mengestimasi error minimum. **Gambar 2.6** menunjukkan diagram alir metode STRAIGHT dalam estimasi  $F_0$  pada proses sintesis suara. Dalam metode ini terdapat 2 tahap, yaitu :

1. Dilakukan *Band pass filter* yang sebanding dengan sumbu *log frequency* yang digunakan. Tahap ini digunakan untuk mengekstrak *fix point mapping* dari filter frekuensi tengah sebagai output filter.
2. Proses pengembangan, sebagai estimasi pada sumbu waktu  $F_0$  dan turunan  $F_0$ . Dalam tahap ini dilakukan ekstraksi menggunakan  $F_0$  menggunakan metode STFT.

Algoritma dalam ekstraksi  $F_0$  menggunakan frekuensi instan dari waktu yang tidak stasioner yaitu *Hilbert Transform*  $H[x(t_0)]$ , untuk desain filternya  $\omega_s(t, \lambda)$  didesain dari *Gabor function*  $\omega(t, \lambda)$ . Dimana kedua fungsi tersebut dilakukan konvolusi dengan fungsi dasar *B-spline* orde 2  $h(t, \lambda)$ . Estimasi  $F_0$  dipilih dari *fixed-point* yang berupa maximum *carrier to noise ratio* (C/N ratio) (20dB atau lebih tinggi sebagai komponen dasarnya). Dengan model matematik sebagai berikut :

$$\omega_s(t, \lambda) = \omega(t, \lambda) * h(t, \lambda) \quad (2.6)$$



**Gambar 2.6.** Blok diagram *STRAIGHT* (Zen, 2007)

$$\omega(t, \lambda) = e^{-\frac{\lambda^2 t^2}{4\pi\eta^2}} e^{j\lambda t} \quad (2.7)$$

$$\hat{h}(t, \lambda) = \max \left\{ 0, 1 - \left| \frac{\lambda t}{2\pi\eta} \right| \right\} \quad (2.8)$$

dimana :

\* = simbol konvolusi

$\eta$  = factor pemanjangan waktu

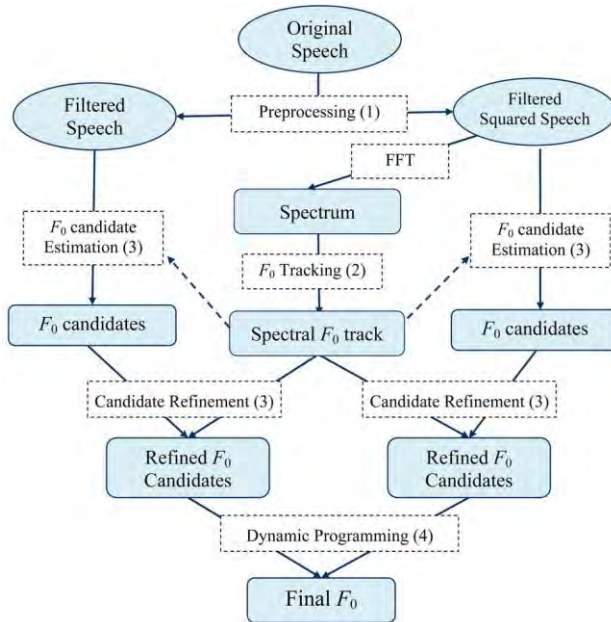
$\lambda = 2\pi F_0$

$F_0$  = Frekuensi Dasar

$\pi$  = phi (3,14 atau  $\frac{22}{7}$ )

Konsep dasar dari *STRAIGHT* adalah Ekstraksi  $F_0$ , aperiodisitas, ekstraksi *spectral envelope* yang diperhalus. Aperiodisitas menyatakan ukuran perbandingan informasi harmonis terhadap informasi non-harmonis dalam domain frekuensi serta dapat dinyatakan sebagai distribusi energi relative dari komponen yang tidak harmonis. Metode *STRAIGHT* ini memiliki fleksibilitas yang tinggi dalam memanipulasi sinyal wicara tanpa melihat tiruan warna nada, namun tetap menjaga kualitas yang tinggi. Selain itu, metode ini untuk menginvestigasi struktur quasi-periodik pada sinyal dan dapat menjadi pendekatan alternatif pada analisis teori komputasional pendengaran (Kawahara, 1999).

c. **YAAPT (*Yet Another Algorithm for Pitch Tracking*)**



**Gambar 2.7.** Blok Diagram YAAPT (Zahorian, dan Hongbing, 2008)

Metode ekstraksi  $F_0$  yang mengembangkan algoritma NCCF (*Normalized Cross Correlation Function*). Dimana korelasi sinyal yang memiliki puncak *magnitude* lebar pada korekspondensi  $\log F_0$ . Metode ini meningkatkan kualitas ekstraksi pada informasi gambar *spectrogram* dan mengombinasi estimasi  $F_0$  dari metode korelasi dengan beberapa metode lainnya (Zahorian, dan Hongbing, 2008). Adapun detail tahapan metode YAAPT terdapat pada *Gambar 2.7*.

d. **YIN (*Estimation of Fundamental Frequency  $F_0$  of speech or musical sounds*)**

YIN merupakan pengembangan metode estimasi  $F_0$  pada sinyal wicara atau suara musik. Nama metode ini berasal dari

seorang filsafat yang bernama “Yin” dan “Yang”. Mereka menjelaskan pengaruh dari metode autokorelasi dengan jeda pada suara. Metode YIN menggunakan algoritma klasik dari prinsip autokoreksi, yang menganalisis dari error yang terjadi. Metode ini terdapat 6 tahap (Cheveigne, dan Kawahara, 2002), yaitu :

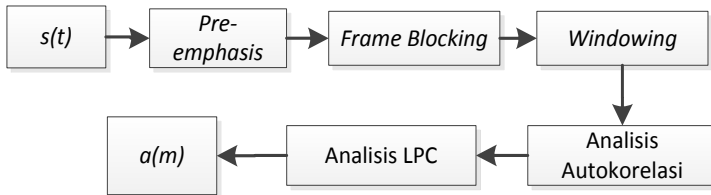
1. Ekstraksi metode autokorelasi.
2. Pembanding fungsi yang berbeda melalui pemodelan fungsi periodic.
3. Menghitung rata-rata perbedaan fungsi normal.
4. Nilai ambang absolut yang menggambarkan proporsi toleransi daya aperiodic sinyal.
5. Dilakukan interpolasi parabolik sebagai antisipasi penggandaan periode sampling dan mengurangi kesalahan estimasi.
6. Mengestimasi daerah terbaik dari titik estimasi  $F_0$  agar stabil.

## 2.6 Estimasi Frekuensi *Formant*

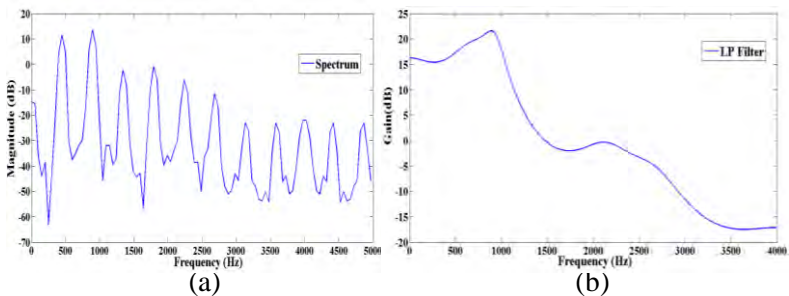
Sedangkan untuk mengestimasi nilai frekuensi *formant* digunakan metode LPC (*Linear Prediction Coefficient*). LPC merupakan salah satu teknik analisis sinyal yang paling powerful dan menyediakan ekstraksi fitur yang berkualitas baik dan efisien untuk digunakan dalam perhitungan. LPC pertama kali digunakan pada tahun 1978 untuk membuat alat sintesis sinyal percakapan. LPC melakukan analisis dengan cara memperkirakan *formant*, memisahkan *formant* dari sinyal, lalu mengestimasi intensitas dan frekuensi dari sinyal yang tersisa. Karena sinyal percakapan bervariasi seiring waktu, estimasi tersebut dilakukan untuk setiap potongan kecil dari sinyal, yang dinamakan *frame*. Prosedur untuk mendapatkan koefisien LPC diperlihatkan pada **Gambar 2.8**.

*Linear Predictive Model* secara ekstensif digunakan dalam pemrosesan sinyal wicara, dalam *low bit-rate speech coders*, *speech enhancement*, dan pengenalan sinyal wicara (*speech recognition*). Sinyal *speech* dihasilkan dari tarikan napas dan kemudian dihirup melalui celah suara dan *vocal tract*. Sinyal noise seperti halnya di udara, dari paru-paru dimodulasi dan

dibentuk oleh getaran pada celah suara dan resonansi dari *vocal tract*. *Linear Predictive Model* meramalkan amplitudo dari sinyal



**Gambar 2.8.** Blok diagram LPC (Jamazy, 2015)



**Gambar 2.9.** Sinyal Tangisan analisa frekuensi *formant* (a) Grafik *formant spectrum*; (b) Grafik output LPF (*Linear Prediction Filter*)

pada waktu  $m$ ,  $x(m)$ , menggunakan kombinasi linier dari  $P$  sampel sebelumnya  $[x(m-1), x(m-2), \dots, x(m-P)]$  yang digambarkan pada persamaan (2.9) (Jamazy, 2015).

$$\hat{x}(m) = \sum_{k=1}^P a_k x(m-k) \quad (2.9)$$

Dimana variabel bulat  $m$  adalah indeks waktu diskrit, merupakan prediksi dari  $\hat{x}(m)$ , dan  $a_k$  merupakan koefisien prediktor.

Pada penelitian yang telah dilakukan sebelumnya mengenai tangisan bayi berdasarkan emosinya (Hidayati, R., 2009), didapatkan estimasi nilai *formant* dengan menggunakan metode LPC sebesar  $F1 = 886,0\text{Hz}$ ;  $F2 = 1513,1\text{Hz}$  dan  $F3 = 2102,1\text{Hz}$ .

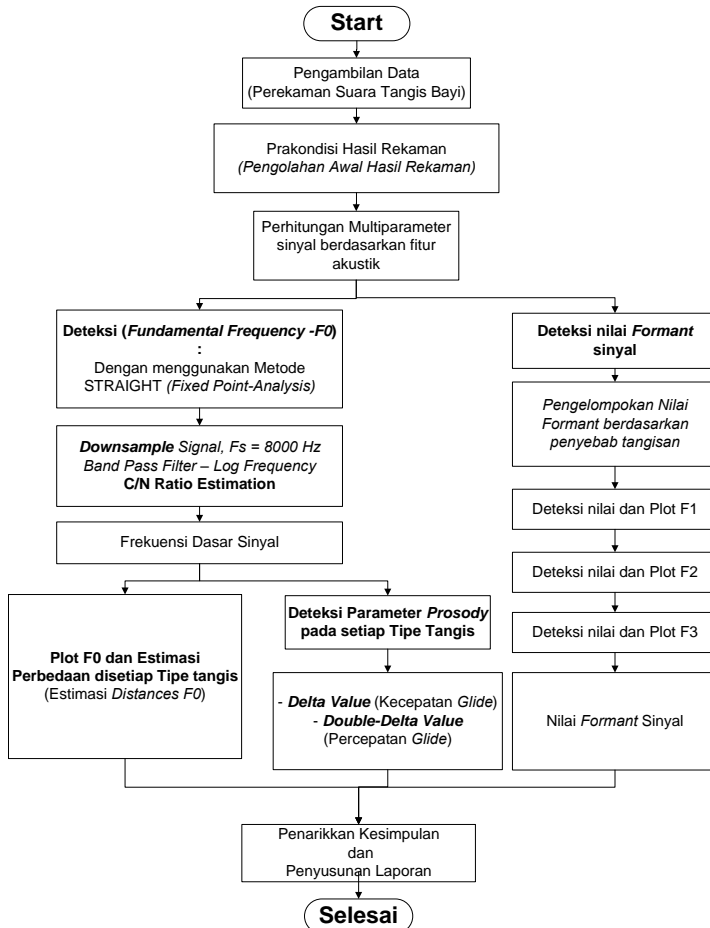
Proses estimasi frekuensi *formant* dari hasil metode LPC dapat dilihat pada **Gambar 2.9**.

Dalam beberapa algoritma yang pernah digunakan dalam penentuan frekuensi *formant*, masih terdapat kelemahan dalam estimasi nilai frekuensinya. Sebagai pengembangannya pada algoritma LPC (Mustafa, dan Bruce, 2006) dilakukan pengembangan dalam estimasi *formant* yang diteliti dalam pengembangan alat bantu dengar dengan object suara berupa suara wanita dan laki-laki. Dalam penelitiannya menghasilkan algoritma *formant tracking* yang dapat mendapatkan nilai estimasi yang akurat dan lebih halus dalam analisa ke empat frekuensi *formant* pertama dan nilai tertinggi SNR (*Signal to Noise Ratio*).

## BAB III METODOLOGI PENELITIAN

### 3.1 Diagram Alir Penelitian

Berikut diagram alir penelitian karakteristik tangis bayi :



**Gambar 3.1.** Skema diagram alir penelitian Tugas Akhir



**Gambar 3.2** *Voice Recorder Zoom H4N*

Sebelum dilakukannya penelitian ini, tentu diawali dengan studi literature dahulu. Studi literatur bertujuan untuk meningkatkan pengetahuan penulis pada topik penelitian ini agar tetap mengikuti perkembangan penelitian. Literatur yang digunakan pada penelitian ini dirujuk jurnal, buku, laporan tugas akhir sebelumnya, dan *website*.

Pengambilan data diawali dengan pencarian naracoba, dengan rentang umur naracoba 1-11 bulan. Berikut daftar naracoba yang didapatkan :

1. Bayi 001\_L : umur 10 bulan
2. Bayi 002\_L : umur 2 bulan
3. Bayi 003\_P : umur 4 bulan
4. Bayi 004\_L : umur 5 bulan
5. Bayi 005\_L : umur 3 bulan
6. Bayi 006\_P : umur 4 bulan
7. Bayi 007\_P : umur 11 bulan
8. Bayi 008\_P : umur 4 bulan
9. Bayi 009\_P : umur 6 bulan
10. Bayi 010\_P : umur 1 bulan



Kemudian dilakukan proses perekaman dengan menggunakan alat rekam dengan spesifikasi sebagai berikut :

- Tipe Alat : *Voice Recorder Zoom H4N (Gambar 3.2)*
- Unidirectional Condenser Microphone dengan sudut  $90^0$  dan  $120^0$
- Tipe data : Wav Format 16/24 bit; 44,1/48/96Hz
- Dimensi : Tinggi = 35mm; Dalam = 156,3 mm; Lebar = 73 mm
- Berat : 200 g
- SDHC Card Capacity : 32Gb
- Number of Simultaneous recording tracks : 2 (STEREO), 4 (4CH Mode), 2 (MTR Mode)

### 3.2 Mekanisme Pengambilan Data

Adapun mekanisme pengambilan data dalam penelitian ini, yaitu :

- a. Merekam suara tangis bayi menggunakan perangkat *recording Zoom H4n*
- b. *Recorder* diletakkan 10-15 cm dari mulut bayi, dikondisikan agar tidak terjadi *clipping signal*. *Clipping signal* adalah kondisi dimana sinyal suara yang ditangkap mengalami *overlap* pada *amplitude* di daerah analisa sinyal suara, kondisi ini terjadi ketika alat rekam terlalu dekat dengan sumber suara dan sumber suara memiliki energi yang tinggi sehingga jika data ini terjadi hasil rekaman tidak dapat digunakan karena akan terjadi kehilangan beberapa informasi penting saat analisa sinyal suara.
- c. Perekaman akan dilakukan selama 15-20 detik setiap tangisan.
- d. Perekaman dikondisikan dalam frekuensi sampling sebesar 44100Hz dan 24 *bits rate*.
- e. Dilakukan pada bayi dengan rentang umur 0-1 tahun

- f. Pengambilan data dilakukan saat bayi dalam kondisi hipotesa tangisan Lapar (L), Tidak nyaman (M), dan Mengantuk (N).

### 3.3 Prakondisi Hasil Rekaman

Adapun yang harus diperhatikan saat prakondisi hasil rekaman yang telah didapat, yaitu :

- ✓ *Background noise* dan *reverberation* yang tidak besar
- ✓ Tidak terjadi *clipping data*
- ✓ Durasi rekaman
- ✓ Pemotongan per *voice segment*
- ✓ Dilakukan *downsample* pada sinyal suara tangisan menjadi 8000Hz.

### 3.4 Ekstraksi Frekuensi Dasar dan Frekuensi *Formant*

Ekstraksi frekuensi dasar dilakukan dengan membandingkan 4 metode yang telah dipaparkan pada bab 2, yaitu MBF, STRAIGHT, YAAPT, dan YIN. Proses pengolahan 4 metode ini bertujuan untuk mendapatkan metode yang optimal dan berhasil mengestimasi frekuensi dasar untuk sebuah sinyal tangisan yang memiliki perubahan sinyal yang lebih cepat dari suara manusia dewasa. Keempat metode tersebut dilakukan untuk mengekstraksi  $F_0$  dengan menggunakan program standar pada setiap metode tersebut. Pengkondisian sesuai standar parameter pada metode yang digunakan sesuai dengan **Tabel 3.1**.

Berdasarkan penelitian sebelumnya dinyatakan bahwa kondisi sinyal tangisan memiliki frekuensi dasar yang tinggi, sehingga dilakukan perubahan nilai batas frekuensi agar frekuensi dasar dapat berhasil diekstraksi.

Perbandingan hasil standar dan modifikasi parameter telah diuji coba pada sampel suara tangisan bayi, laki-laki dewasa, dan perempuan dewasa. Pada parameter yang telah dimodifikasi, keempat metode tersebut terbukti dapat mampu mengekstraksi sinyal tangisan.

**Tabel 3.1.** *Default* Parameter Metode Ekstraksi  $F_0$ 

Metode	<i>Default Parameter</i>		Frame (ms)
	Batas Frekuensi Bawah (Hz)	Batas Frekuensi Atas (Hz)	
MBF	60	320	20
STRAIGHT	40	800	40
YAAPT	60	400	25
YIN	30	500	267

**Tabel 3.2.** Modifikasi Parameter Metode Ekstraksi  $F_0$ 

Metode	<i>Modifikasi Parameter</i>		Frame (ms)
	Batas Frekuensi Bawah (Hz)	Batas Frekuensi Atas (Hz)	
MBF	60	800	25
STRAIGHT	40	800	25
YAAPT	40	1000	25
YIN	30	500	267

Akan tetapi, dari keempat metode tersebut yang berhasil mengekstraksi  $F_0$  dengan baik dan sesuai pada hasil *spectrogram* yaitu pada metode STRAIGHT (Maulida, 2016). Sehingga Ekstraksi  $F_0$  pada sampel tangisan penelitian ini digunakan parameter yang telah dilakukan modifikasi sesuai pada **Tabel 3.2.**

### 3.5 Ekstraksi Frekuensi *Formant*

Tahap ekstraksi frekuensi *formant* digunakan metode algoritma LPC (*Linear Prediction Coefficients*), dengan parameter sebagai berikut :

- a. *Frame* (ms) : 20
- b. Model filter : *hamming*

c. *Orde filter LPC* : 10

### 3.6 Estimasi Nilai *Delta Cepstral* Dan *Double Delta Cepstral*

Estimasi nilai *delta cepstral* dan *double delta cepstral* didapatkan dari nilai estimasi *cepstrum* metode MFCC yang telah dipaparkan pada Bab II sebelumnya. Ekstraksi nilai *cepstral* sinyal tangisan dilakukan dengan orde ke – 24. Nilai orde yang digunakan merupakan nilai diambil dari standar orde pada sintesis suara. Adapun parameter dalam ekstraksi nilai *delta cepstral* dan *double delta cepstral* sebagai berikut :

- a. Durasi tiap *frame* : 25 ms
- b. *Frame shift* : 10 ms
- c. Koefisien *preemphasis* : 0,97
- d. Jumlah *channel filterbank* : 20
- e. Koefisien *cepstral* : 24
- f. Frekuensi batas bawah : 300Hz
- g. Frekuensi batas atas : 3700Hz

## BAB IV

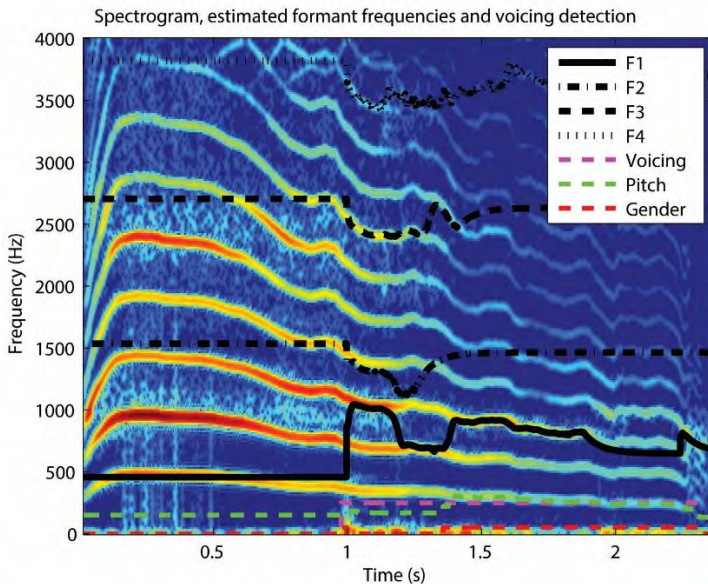
### ANALISA DATA

Pada Bab ini dibahas mengenai hasil analisa sinyal suara tangisan bayi terhadap fitur akustik, seperti frekuensi dasar, frekuensi *Formant*, dan parameter prosodi (*Delta Cepstrum* dan *Double Delta Cepstrum*).

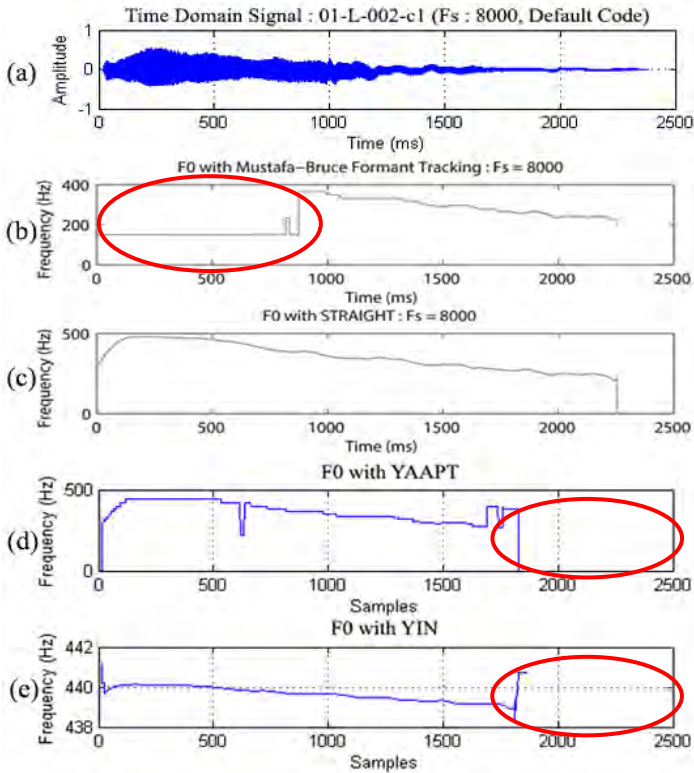
#### 4.1 Analisa Data

##### 4.1.1. Analisa Metode

Adapun hasil ekstraksi  $F_0$  dalam bentuk *spectrogram* yang menjadi acuan dalam estimasi  $F_0$  dalam sinyal suara tangisan ditunjukkan pada **Gambar 4.1**.



**Gambar 4.1** *Spectrogram* Tangisan Bayi (01-L-002-c1)



**Gambar 4.2** Komparasi Metode Ekstraksi  $F_0$  (a) Sinyal Tangisan dalam Domain Waktu; (b) Ekstraksi  $F_0$  Metode MBF; (c) Ekstraksi  $F_0$  Metode STRAIGHT; (d) Ekstraksi  $F_0$  Metode YAAPT; (e) Ekstraksi  $F_0$  Metode YIN

Pada **Gambar 4.2** menunjukkan bahwa tracking  $F_0$  dengan metode MB-Tracker, YAAP dan YIN masih belum bisa mengikuti perubahan nilai  $F_0$  pada tangisan jika dibandingkan dengan hasil *spectrogram* **Gambar 4.1**. Hal ini disebabkan adanya pengondisian parameter pada setiap metode yang digunakan masih belum dapat mengikuti nilai perubahan

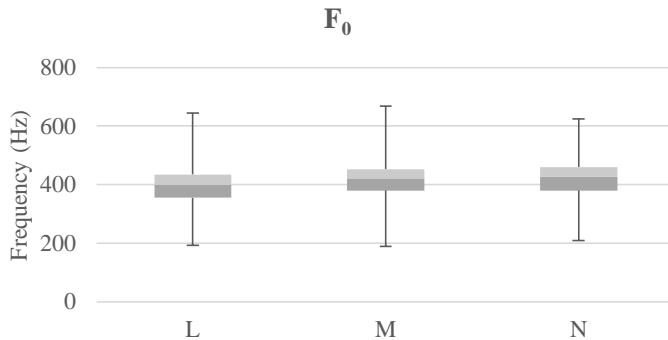
resonansi suara (*quasi-stationery*) suara tangisan bayi yang lebih cepat dari pada suara manusia dewasa yang berada di sekitar 5-100ms. Sehingga dalam ekstraksi frekuensi dasar pada semua tangisan menggunakan metode *STRAIGHT*.

#### 4.1.2. Analisa Frekuensi Dasar ( $F_0$ )

Analisa frekuensi dasar dilakukan untuk mendapatkan karakteristik dasar tangisan bayi yang menjadi ciri sinyal suara tersebut, seperti pada rata-rata frekuensi dasar suara manusia dewasa berdasarkan jenis kelamin yaitu laki-laki (50Hz - 200Hz) lebih rendah dari pada frekuensi dasar perempuan (150Hz – 400Hz). Berdasarkan hasil estimasi frekuensi dasar yang ditunjukkan pada **Gambar 4.3** didapatkan bahwa dari frekuensi dasar ketiga kondisi tangisan tidak dapat memunculkan karakteristik tangisannya, pada frekuensi dasar ini hanya menunjukkan frekuensi ciri bahwa tangisan bayi berada di daerah 188Hz hingga 667Hz. Nilai Rata-rata frekuensi dasar ketika lapar (392,746Hz) menunjukkan nilai yang lebih rendah dibandingkan dengan frekuensi ketika tidak nyaman (415,710Hz) dan mengantuk (416,515Hz). Sedangkan nilai rata-rata frekuensi dasar ketika tidak nyaman dan mengantuk memiliki selisih yang kecil sehingga dari nilai frekuensi dasar masih belum dapat ditentukan karakter setiap tangisan.

**Tabel 4.1** Hasil Ekstraksi  $F_0$  Pada Semua Naracoba

Parameter Akustik	Kondisi Tangisan		
	Lapar	Tidak Nyaman	Mengantuk
$F_0$ (Hz)			
Mean	392,746	415,710	416,515
St. Deviasi	76,746	70,617	78,603
Minimum	192,945	188,317	208,674
Maksimum	643,828	667,864	625,240



**Gambar 4.3**  $F_0$  Tangisan Ketika Lapar

Pada *box plot* **Gambar 4.3** hasil estimasi  $F_0$  ditunjukkan bahwa nilai *box* = nilai terendah dan tertinggi kuartil, garis tengah *box* = nilai median kuartil, *whisker top* = nilai maximum – kuartil 3, dan *whisker bottom* = kuartil 2 – nilai minimum.

#### 4.1.3. Analisa Frekuensi *Formant* ( $F_1$ , $F_2$ , $F_3$ , dan $F_4$ )

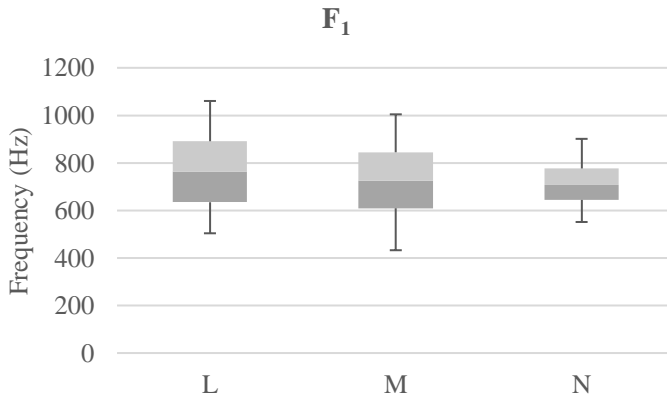
Analisa frekuensi *formant* ini merupakan tahap analisa lanjutan dari frekuensi dasar, dimana untuk melihat pola frekuensi di atas frekuensi dasar dari suatu *spectral* sinyal. Teori Frekuensi *formant*, semakin besar tingkat frekuensinya, maka nilai frekuensi *formant* akan semakin tinggi. Hasil estimasi frekuensi *formant* menggunakan metode LPC (*Linear Prediction Coefficient*) yang ditunjukkan pada **Tabel 4.2 Hasil Ekstraksi Frekuensi Formant Pada Semua Naracoba**.

Hasil Ekstraksi frekuensi dari metode LPC ini menunjukkan hasil tingkatan frekuensi *formant* dari sinyal suara tangisan bayi. Namun dari analisa frekuensi *formant* ini, karakteristik dari setiap tangisan masih belum nampak. Karena setiap tingkat frekuensi *formant* dari setiap kondisi tangisan, menunjukkan dalam rentang yang sama.



**Tabel 4.2** Hasil Ekstraksi Frekuensi *Formant* Pada Semua Naracoba

<b>Deteksi <i>Formant</i></b>	<b>Kondisi Bayi</b>		
	<b>Lapar</b>	<b>Tidak Nyaman</b>	<b>Mengantuk</b>
<b>F<sub>1</sub> (Hz)</b>			
Median	763,256	724,913	707,178
<i>Mean</i>	769,550	723,359	715,133
St. Deviasi	224,297	204,190	126,381
Maksimum	1060,522	1004,300	901,238
Minimum	503,888	432,585	551,452
<b>F<sub>2</sub> (Hz)</b>			
Median	1327,899	1330,095	1370,493
<i>Mean</i>	1357,989	1339,500	1414,820
St. Deviasi	311,272	299,380	217,292
Maksimum	1787,664	1797,250	1765,867
Minimum	1009,884	998,935	1186,726
<b>F<sub>3</sub> (Hz)</b>			
Median	2191,503	2184,935	2185,367
<i>Mean</i>	2173,705	2213,577	2204,723
St. Deviasi	314,923	294,353	265,887
Maksimum	2544,600	2664,800	2539,401
Minimum	1742,913	1893,990	1836,778
<b>F<sub>4</sub> (Hz)</b>			
Median	2785,706	2799,815	2864,430
<i>Mean</i>	2794,586	2849,448	2864,305
St. Deviasi	322,351	267,425	216,957
Maksimum	3188,119	3220,310	3145,996
Minimum	2465,833	2501,470	2591,155

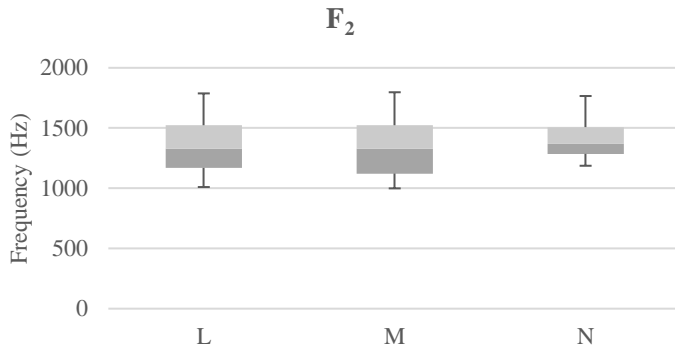
a. Analisa  $F_1$ 

**Gambar 4.4**  $F_1$  Semua Kondisi Tangisan

Hasil *box plot*  $F_1$  semua kondisi tangisan ditunjukkan pada **Gambar 4.4**  $F_1$  Semua Kondisi Tangisan dengan nilai *box* = nilai terendah dan tertinggi kuartil, garis tengah *box* = nilai median kuartil, *whisker top* = nilai maximum – kuartil 3, dan *whisker bottom* = kuartil 2 – nilai minimum.

Hasil estimasi  $F_1$  dari ketiga kondisi menunjukkan hasil  $F_1$  tangisan ketika mengantuk memiliki daerah frekuensi yang paling sempit dari ketiganya, namun memiliki minimum  $F_1$  yang paling tinggi dari ketiganya yaitu sebesar 551Hz, sedangkan untuk minimum  $F_1$  terendah dari ketiga kondisi tangisan ditunjukkan pada  $F_1$  tangisan ketika tidak nyaman yaitu sebesar 432Hz. Namun jika dilihat dari rentang *error bar*-nya, dari ketiga kondisi masih dalam 1 rentang frekuensi yang sama. Sehingga untuk  $F_1$  tangisan bayi berada pada rentang 432,585 Hz – 1060,522 Hz

b. Analisa  $F_2$

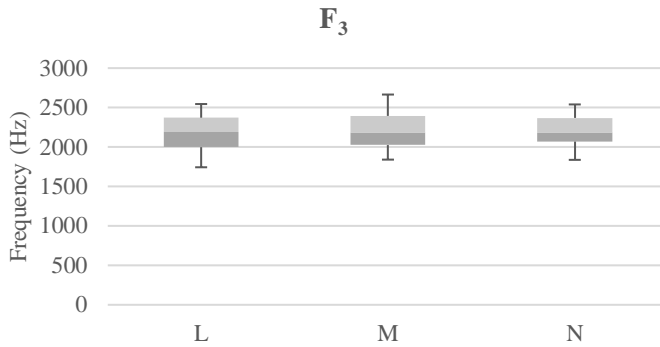


**Gambar 4.5**  $F_2$  Semua Kondisi Tangisan

**Gambar 4.5** merupakan hasil rata-rata estimasi  $F_2$  pada semua kondisi tangisan. hasil tren minimum  $F_2$  tersendah dari hasil  $F_2$  hampir sama dengan tren  $F_1$ , dimana estimasi minimum  $F_2$  terendah pada tangisan ketika tidak nyaman sebesar 1122Hz, sedangkan untuk estimasi minimum  $F_2$  tertinggi pada tangisan ketika mengantuk sebesar 1285Hz. Dan sama dengan kondisi  $F_1$ , nilai  $F_2$  untuk semua kondisi berada dalam rentang yang sama yaitu pada daerah frekuensi 998,935Hz - 1797,251Hz.

c. Analisa  $F_3$

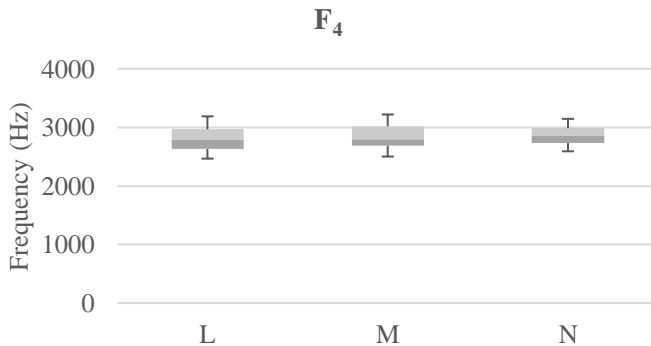
Dari estimasi  $F_3$  tangisan, didapatkan nilai minimum  $F_3$  terendah pada tangisan ketika lapar (1998Hz), sedangkan nilai minimum  $F_3$  tertinggi dari tangisan ketika mengantuk yaitu sebesar 2068Hz. Dari ketiga kondisi tangisan memiliki nilai rentang  $F_3$  dalam daerah yang sama yaitu 1742,913Hz – 2664,8Hz.



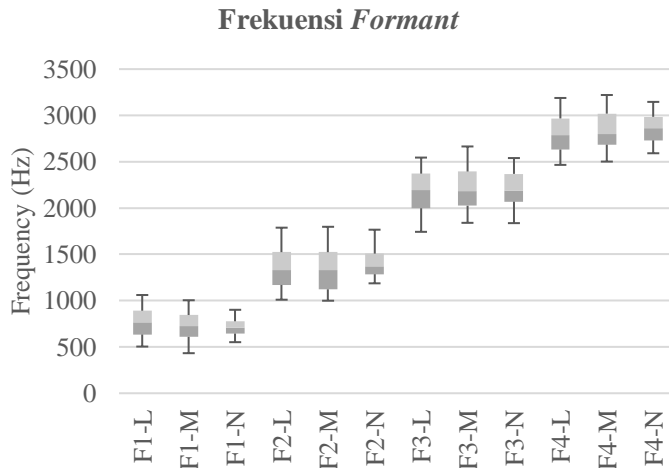
**Gambar 4.6**  $F_3$  Semua Kondisi Tangisan

d. Analisa  $F_4$

Dari estimasi  $F_4$  didapatkan pada **Gambar 4.7**, hasil tren yang sama dengan estimasi  $F_3$ , yaitu nilai minimum  $F_4$  terendah pada tangisan ketika lapar, sedangkan nilai minimum  $F_4$  tertinggi pada tangisan ketika mengantuk. Namun jika di lihat dari daerah *error bar box plot*, dari ketiga kondisi masuk dalam 1 daerah yang sama, yaitu pada rentang 2525,833Hz – 3210,311Hz.



**Gambar 4.7**  $F_4$  Semua Kondisi Tangisan

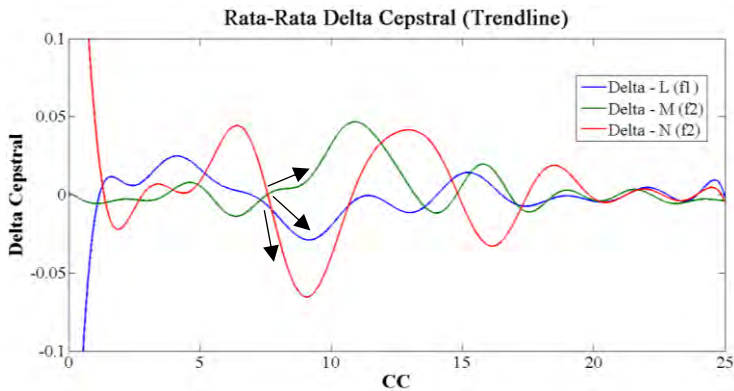


**Gambar 4.8** Estimasi Frekuensi *Formant* Tangisan Bayi Semua Kondisi

Jika dilihat secara keseluruhan *box plot* pada **Gambar 4.8** diatas, di setiap nilai frekuensi *formant* pada tangisan ketika mengantuk menunjukkan nilai minimum yang paling tinggi dari ketiga kondisi, sedangkan nilai minimum  $F_1$  dan  $F_2$  yang paling rendah di tunjukkan frekuensi tangisan pada kondisi tidak nyaman serta untuk nilai minimum  $F_3$  dan  $F_4$  yang paling rendah pada frekuensi tangisan kondisi lapar.

#### 4.1.4. Analisa Parameter Prosodi (*Delta Cepstrum* dan *Double Delta Cepstrum*)

Dalam analisa parameter prosodi ini merupakan analisa fitur dinamik dari suatu sinyal. Didalam analisa ini digunakan metode MFCC (*Mel Frequency Cepstral Coefficient*) dalam mengestimasi nilai koefisien *cepstral*, nilai *delta cepstrum* ( $\Delta F_0$ ) (perbedaan puncak dari *cepstrum*) sebagai informasi kecepatan perubahan suara serta nilai *double delta* ( $\Delta^2 F_0$ ) yang merupakan nilai turunan dari  $\Delta F_0$  sebagai percepatan frekuensi



**Gambar 4.9** Plot Nilai  $\Delta F_0$  (Trendline) Pada Ketiga Kondisi Tangisan

signal suara yang didapatkan dari percepatan perpindahan antar puncak *cepstrum*.

Pada **Gambar 4.9** ditunjukkan pola nilai  $\Delta F_0$  yang menandakan nilai kecepatan perubahan nilai *cepstral* setiap *frame* tiap tipe tangisan. Tangisan tipe lapar (ditandai dengan warna biru (L)) terlihat memiliki nilai  $\Delta F_0$  yang paling rendah dari dua tipe lainnya, yang berarti bahwa kecepatan perubahan frekuensi tiap *frame* tangisan tipe lapar memiliki kecepatan paling lambat dari kedua kondisi lainnya. Sedangkan tipe tangisan tidak nyaman (ditandai dengan warna orange (M)) memiliki kecepatan lebih lambat dari pada tangisan tipe mengantuk (ditandai dengan warna abu-abu (N)), sehingga pada tipe tangisan mengantuk memiliki perubahan kecepatan frekuensi tiap *frame* yang paling cepat dari ketiga kondisi. Analisa pola perubahan fasa pada  $\Delta F_0$  dapat terlihat pada *coefficient cepstral* (CC) ke-5 hingga CC ke-20. Pada data rata-rata  $\Delta F_0$  menunjukkan bahwa tangisan tidak nyaman memiliki fasa yang berlawanan dengan fasa tangisan lapar dan mengantuk. Sedangkan untuk perubahan fasa tangisan lapar dan tangisan mengantuk memiliki fasa yang sama namun

*amplitude* fasa tangisan mengantuk lebih besar dari pada *amplitude* fasa tangisan lapar.

$$\begin{aligned}
 F_1(x) = & -0.55 + -0.83 \times \cos(x \times 0,19) + 0,67 \times \\
 & \sin(x \times 0,19) + -0,21 \times \cos(2 \times x \times 0,19) + \\
 & 0,92 \times \sin(2 \times x \times 0,19) + 0,32 \times \cos(3 \times x \times \\
 & 0,19) + 0,69 \times \sin(3 \times x \times 0,19) + 0,48 \times \\
 & \cos(4 \times x \times 0,19) + 0,24 \times \sin(4 \times x \times 0,19) + \\
 & 0,34 \times \cos(5 \times x \times 0,19) + -0,07 \times \sin(5 \times x \times \\
 & 0,19) + 0,13 \times \cos(6 \times x \times 0,19) + -1,5 \times \\
 & \sin(6 \times x \times 0,19) + 0,0013 \times \cos(7 \times x \times 0,19) + \\
 & -0,085 \times \sin(7 \times x \times 0,19) + -0,02 \times \cos(8 \times \\
 & x \times 0,19) + -0,025 \times \sin(8 \times x \times 0,19) \quad (4.1)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 F_2(x) = & 0,004 + -0,011 \times \cos(x \times 0,29) + -0,0014 \times \\
 & \sin(x \times 0,29) + 0,008 \times \cos(2 \times x \times 0,29) + \\
 & 0,00012 \times \sin(2 \times x \times 0,29) + -0,008 \times \cos(3 \times x \times \\
 & 0,29) + 0,002 \times \sin(3 \times x \times 0,29) + 0,0076 \times \\
 & \cos(4 \times x \times 0,29) + -0,0047 \times \sin(4 \times x \times 0,29) + \\
 & -0,004 \times \cos(5 \times x \times 0,29) + -0,002 \times \sin(5 \times x \times \\
 & 0,29) + 0,002 \times \cos(6 \times x \times 0,29) + 0,0051 \times \\
 & \sin(6 \times x \times 0,29) + 0,0007 \times \cos(7 \times x \times 0,29) + \\
 & -0,00034 \times \sin(7 \times x \times 0,29) + 0,00072 \times \cos(8 \times \\
 & x \times 0,29) + -0,0042 \times \sin(8 \times x \times 0,29) \quad (4.2)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 F_3(x) = & 0,056 + 0,12 \times \cos(x \times 0,19) + -0,0082 \times \\
 & \sin(x \times 0,19) + 0,14 \times \cos(2 \times x \times 0,19) + \\
 & -0,044 \times \sin(2 \times x \times 0,19) + 0,12 \times \cos(3 \times x \times \\
 & 0,19) + -0,093 \times \sin(3 \times x \times 0,19) + 0,046 \times \\
 & \cos(4 \times x \times 0,19) + -0,15 \times \sin(4 \times x \times 0,19) + \\
 & 0,006 \times \cos(5 \times x \times 0,19) + -0,13 \times \sin(5 \times x \times \\
 & 0,19) + -0,05 \times \cos(6 \times x \times 0,19) + -0,061 \times \\
 & \sin(6 \times x \times 0,19) + -0,05 \times \cos(7 \times x \times 0,19) + \\
 & -0,025 \times \sin(7 \times x \times 0,19) + -0,028 \times \cos(8 \times x \times \\
 & 0,19) + -0,003 \times \sin(8 \times x \times 0,19) \quad (4.3)
 \end{aligned}$$

Dimana :

$F_1(x)$  = Fungsi grafik nilai  $\Delta F_0$  tangisan Lapar

$F_2(x)$  = Fungsi grafik nilai  $\Delta F_0$  tangisan Tidak Nyaman

$F_3(x)$  = Fungsi grafik nilai  $\Delta F_0$  tangisan Mengantuk

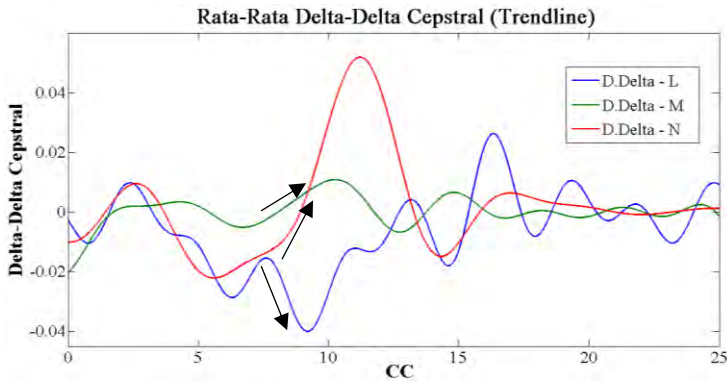
Adapun persamaan dari hasil plot nilai rata-rata  $\Delta F_0$ , menggunakan pendekatan persamaan deret *fourier* dengan derajat pengulangan ke-8, sesuai pada persamaan (4.1), (4.2), dan (4.3). Hasil pendekatan persamaan fungsi nilai  $\Delta F_0$  tangisan, dapat terlihat pola tangisan sesuai kondisi bayi. Pada pola fungsi tangisan Lapar  $F_1(x)$  memiliki nilai fungsi  $a_0$  lebih negatif dari pada kedua fungsi tangisan lainnya, yang menunjukkan pola tangisan ini lebih cenderung memiliki *magnitude* gelombang yang lebih kecil dan menurun. Sedangkan pada nilai  $a_0$  pada fungsi tangisan Tidak Nyaman  $F_2(x)$  memiliki nilai yang lebih tinggi dari pada nilai  $a_0$  tangisan Lapar namun tidak lebih tinggi dari pada tangisan Mengantuk. Pada **Gambar 4.9** ditunjukkan dengan tanda panah bahwa pada tangisan Tidak Nyaman memiliki pola tangisan pada nilai *cepstral* ke-8 mengalami kenaikan frekuensi. Pada nilai  $a_0$  tangisan Mengantuk memiliki nilai yang paling tinggi dari kedua kondisi tangisan bayi, yang berarti tangisan ini memiliki pola *magnitude* paling besar dari kondisi tangisan lainnya.

Sehingga dapat disimpulkan melalui pola fungsi tangisan sesuai kondisi bayi pada nilai  $\Delta F_0$  sebagai berikut :

$$F_1(x) < F_2(x) < F_3(x)$$

Nilai  $\Delta^2 F_0$  merupakan hasil estimasi perubahan percepatan frekuensi di setiap *frame* tangisan. Hasil analisa estimasi nilai rata-rata  $\Delta^2 F_0$  pada tangisan bayi nampak pada **Gambar 4.10**, seperti halnya pada analisa nilai  $\Delta F_0$  bahwa nilai perubahan percepatan frekuensi pada tangisan lapar (ditandai dengan warna biru (L)) adalah yang paling lambat dari pada





**Gambar 4.10** Plot Nilai  $\Delta^2 F_0$  (*Trendline*) pada ketiga kondisi tangisan

kedua tipe tangisan yang ada. Perubahan percepatan tangisan tipe tidak nyaman (ditandai dengan warna orange (M)) lebih rendah dari pada tangisan mengantuk (ditandai dengan warna abu-abu (N)). Sehingga pada tipe tangisan kondisi mengantuk memiliki nilai perubahan percepatan yang paling tinggi dari kedua tipe tangisan lainnya. Analisa pola perubahan fasa pada nilai  $\Delta^2 F_0$  dapat terlihat pada *coefficient cepstral* (CC) ke-6 hingga CC ke-20. Pada data rata-rata  $\Delta^2 F_0$  menunjukkan bahwa tangisan lapar memiliki fasa yang berlawanan dengan tangisan mengantuk dan tidak nyaman. Namun untuk tangisan tidak nyaman memiliki perubahan fasa yang lebih cepat dari pada mengantuk, serta pada tangisan tidak nyaman memiliki *amplitude* fasa lebih kecil dari pada tangisan mengantuk.

Persamaan grafik nilai  $\Delta^2 F_0$  yang menggunakan pendekatan deret *fourier* dengan derajat pengulangan ke-8 ditunjukkan pada persamaan (4.4), (4.5), dan (4.6). Jika dianalisa dari **Gambar 4.10** dan pola fungsi tiap kondisi tangisan, didapatkan korelasi nilai  $\Delta^2 F_0$  bahwa tangisan Lapar memiliki nilai  $a_0$  yang paling kecil dan bernilai negatif. Pola fungsi ini berhubungan dengan pola grafik yang ditunjukkan dengan tanda panah bahwa tangisan ini memiliki pola menurun

dari kedua kondisi tangisan lainnya. Tangisan Tidak Nyaman memiliki nilai  $a_0$  yang negatif namun lebih besar dari pada tangisan Lapar, yang dapat diartikan bahwa pada grafik pola tangisan memiliki nilai  $\Delta^2 F_0$  lebih positif dari pada kondisi tangisan Lapar. Sedangkan pada tangisan Mengantuk memiliki nilai  $a_0$  yang paling tinggi dari kedua tangisan lainnya. Maka korelasi pola grafik tangisan Mengantuk memiliki nilai *magnitude* gelombang yang paling tinggi.

Sehingga dapat disimpulkan melalui pola fungsi tangisan sesuai kondisi bayi pada nilai  $\Delta^2 F_0$  sebagai berikut :

$$\mathbf{d.F_1(x) < d.F_2(x) < d.F_3(x)}$$

$$\begin{aligned} d.F_1(x) = & -0,007 + 0,009 \times \cos(x \times 0,28) + -0,011 \times \\ & \sin(x \times 0,28) + -0,002 \times \cos(2 \times x \times 0,28) + \\ & 0,006 \times \sin(2 \times x \times 0,28) + -0,003 \times \cos(3 \times x \times \\ & 0,28) + 0,0006 \times \sin(3 \times x \times 0,28) + 0,0004 \times \\ & \cos(4 \times x \times 0,28) + 0,0008 \times \sin(4 \times x \times 0,28) + \\ & -0,004 \times \cos(5 \times x \times 0,28) + -0,006 \times \sin(5 \times x \times \\ & 0,28) + -0,001 \times \cos(6 \times x \times 0,28) + 0,0023 \times \\ & \sin(6 \times x \times 0,28) + 0,0024 \times \cos(7 \times x \times 0,28) + \\ & 0,0024 \times \sin(7 \times x \times 0,28) + 0,0021 \times \cos(8 \times x \times \\ & 0,28) + -0,0075 \times \sin(8 \times x \times 0,28) \end{aligned} \quad (4.4)$$

$$\begin{aligned} d.F_2(x) = & -0,001 + -0,0042 \times \cos(x \times 0,23) + \\ & 0,0012 \times \sin(x \times 0,23) + -0,0028 \times \cos(2 \times x \times \\ & 0,23) + -0,0003 \times \sin(2 \times x \times 0,23) + -0,0023 \times \\ & \cos(3 \times x \times 0,23) + 0,002 \times \sin(3 \times x \times 0,23) + \\ & -0,005 \times \cos(4 \times x \times 0,23) + 0,002 \times \sin(4 \times x \times \\ & 0,23) + -0,0014 \times \cos(5 \times x \times 0,23) + -0,002 \times \\ & \sin(5 \times x \times 0,23) + -0,0013 \times \cos(6 \times x \times 0,23) + \\ & 0,003 \times \sin(6 \times x \times 0,23) + -0,0014 \times \cos(7 \times x \times \\ & 0,23) + -0,0001 \times \sin(7 \times x \times 0,23) + -0,0009 \times \\ & \cos(8 \times x \times 0,23) + 0,002 \times \sin(8 \times x \times 0,23) \end{aligned} \quad (4.5)$$

$$\begin{aligned} d.F_3(x) = & 0,002 + -0,008 \times \cos(x \times 0,23) + 0,0002 \times \\ & \sin(x \times 0,23) + 0,0045 \times \cos(2 \times x \times 0,23) + \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& -0,0084 \sin(2 \times x \times 0,23) + 0,005 \times \cos(3 \times x \times \\
& 0,23) + 0,012 \times \sin(3 \times x \times 0,23) + -0,011 \times \\
& \cos(4 \times x \times 0,23) + -0,0024 \times \sin(4 \times x \times 0,23) + \\
& 0,0033 \times \cos(5 \times x \times 0,23) + 0,0009 \times \sin(5 \times x \times \\
& 0,23) + -0,006 \times \cos(6 \times x \times 0,23) + 0,00005 \times \\
& \sin(6 \times x \times 0,23) + 0,0011 \times \cos(7 \times x \times 0,23) + \\
& -0,002 \times \sin(7 \times x \times 0,23) \quad (4.6)
\end{aligned}$$

Dimana :

d.F<sub>1</sub>(x) = Fungsi grafik nilai  $\Delta^2 F_0$  tangisan Lapar

d.F<sub>2</sub>(x) = Fungsi grafik nilai  $\Delta^2 F_0$  tangisan Tidak Nyaman

d.F<sub>3</sub>(x) = Fungsi grafik nilai  $\Delta^2 F_0$  tangisan Mengantuk

Berdasarkan hasil ekstraksi dan analisa nilai  $F_0$ , frekuensi *formant*, dan parameter prosodi yang didapat, sehingga dalam menentukan karakteristik dari setiap jenis tangisan didapatkan dari 3 parameter tersebut.

*Halaman Ini Sengaja Dikosongkan*

**LAMPIRAN**  
**Lampiran A (Data Frekuensi Dasar Tangisan)**

**Tabel A-3.** Frekuensi dasar tangisan ketika lapar

<b>F<sub>0</sub> : Lapar</b>					
Bayi ke :	Median (Hz)	Mean (Hz)	Standart Deviasi (Hz)	Maximum (Hz)	Minimum (Hz)
<b>01-L</b>	464.183	451.690	69.829	547.157	273.964
<b>02-L</b>	388.876	386.853	96.161	763.467	179.846
<b>03-L</b>	418.682	408.900	90.640	650.152	195.296
<b>008-L</b>	357.681	349.994	58.266	531.792	156.910
<b>009-L</b>	367.226	366.293	68.832	726.571	158.707
<b>Rata-rata</b>	399.330	392.746	76.746	643.828	192.945

**Tabel A-4.** Frekuensi dasar tangisan ketika tidak nyaman

<b>F<sub>0</sub> : Tidak Nyaman</b>					
Bayi ke :	Median (Hz)	Mean (Hz)	Standart Deviasi (Hz)	Maximum (Hz)	Minimum (Hz)
<b>01-L</b>	486.032	465.159	75.239	564.790	273.283
<b>02-L</b>	406.217	404.734	101.694	862.702	186.128
<b>03-L</b>	405.148	404.134	66.749	656.185	145.376
<b>008-L</b>	383.985	377.061	50.903	548.087	218.108
<b>009-L</b>	422.387	427.464	58.501	707.556	118.691
<b>Rata-rata</b>	420.754	415.710	70.617	667.864	188.317

**Tabel A-5.** Frekuensi dasar tangisan ketika mengantuk

<b>F<sub>0</sub> : Mengantuk</b>					
Bayi ke :	Median (Hz)	Mean (Hz)	Standart Deviasi (Hz)	Maximum (Hz)	Minimum (Hz)
<b>01-L</b>	482.630	460.012	79.702	560.618	264.762
<b>02-L</b>	400.193	406.529	93.111	828.744	230.291
<b>03-L</b>	446.853	441.034	74.334	617.057	237.614

<b>F<sub>0</sub> : Mengantuk</b>					
Bayi ke :	Median (Hz)	Mean (Hz)	Standart Deviasi (Hz)	Maximum (Hz)	Minimum (Hz)
<b>008-L</b>	382.279	376.842	54.416	476.250	215.501
<b>009-L</b>	418.505	398.158	91.451	643.531	95.201
<b>Rata- rata</b>	426.092	416.515	78.603	625.240	208.674

**Lampiran B** (Data Frekuensi *Formant* Tangisan)

**Tabel B-1.** Tabel keseluruhan tipe tangisan

Parameter Akustik	Kondisi Tangisan		
	Lapar	Tidak Nyaaman	Mengantuk
F <sub>0</sub> (Hz)			
<i>Mean</i>	392,746	415,710	416,515
Minimum	192,945	188,317	208,674
Maksimum	643,828	667,864	625,240
F1 (Hz)			
<i>Mean</i>	769,550	723,359	715,133
Minimum	503,888	432,585	551,452
Maksimum	1060,522	1004,300	901,238
F2 (Hz)			
<i>Mean</i>	1357,989	1339,500	1414,820
Minimum	1009,884	998,935	1186,726
Maksimum	1787,664	1797,250	1765,867
F3 (Hz)			
<i>Mean</i>	2173,705	2213,577	2204,723
Minimum	1742,913	1893,990	1836,778
Maksimum	2544,600	2664,800	2539,401
F4 (Hz)			
<i>Mean</i>	2794,586	2849,448	2864,305
Minimum	2465,833	2501,470	2591,155
Maksimum	3188,119	3220,310	3145,996

*Halaman Ini Sengaja Dikosongkan*



**Lampiran C (Data Frekuensi *Formant* Tangisan)**

CC	Rata-rata Nilai <i>Delta Cepstral</i>			Rata-rata Nilai <i>D.Delta Cepstral</i>		
	L	M	N	L	M	N
1	-0.015	-0.009	0.047	-0.019	-0.008	-0.006
2	0.009	-0.009	-0.019	0.015	0.003	0.010
3	0.011	0.000	-0.005	0.004	0.000	0.003
4	0.021	-0.005	0.018	-0.006	0.005	-0.001
5	0.025	0.014	-0.007	-0.012	0.001	-0.022
6	-0.009	-0.019	0.047	-0.028	-0.002	-0.021
7	0.013	-0.004	0.036	-0.019	-0.006	-0.015
8	-0.021	0.004	-0.036	-0.022	0.001	-0.014
9	-0.031	0.003	-0.064	-0.035	0.005	0.005
10	-0.013	0.040	-0.029	-0.032	0.011	0.028
11	-0.007	0.038	-0.006	-0.008	0.008	0.052
12	-0.004	0.039	0.041	-0.015	-0.003	0.040
13	-0.009	-0.001	0.045	0.006	-0.006	0.011
14	-0.003	-0.009	0.023	-0.010	0.002	-0.019
15	0.015	0.007	-0.007	-0.012	0.006	-0.005
16	0.008	0.016	-0.026	0.021	0.001	-0.002
17	-0.008	-0.002	-0.021	0.014	-0.003	0.007
18	0.000	-0.010	0.013	-0.010	0.003	0.005
19	-0.005	0.004	0.019	0.010	-0.004	0.002
20	-0.002	-0.003	-0.007	0.002	0.001	0.001
21	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
22	0.001	0.002	0.003	-0.001	-0.001	-0.001
23	0.001	-0.001	-0.003	-0.001	0.001	0.000
24	0.000	-0.001	0.001	-0.001	0.000	0.000
25	-0.002	0.000	-0.005	0.003	-0.001	0.002

*Halaman Ini Sengaja Dikosongkan*

## Lampiran D (Source Code)

### **Prakondisi signal :**

```
clear; clc;
Data = '01-N-002-c4';
[X,Fs]=wavread(Data);
X=resample(X,8000,Fs); Fs=8000;
f0=exSTRAIGHTsource(X,Fs);
f0=f0';
xlswrite('009-N-014-c4.xlsx', f0);
```

### **Function Ekstraksi $F_0$ dengan *STRAIGHT* :**

```
function
[f0raw,ap,inspeksi,analysisParams]=exSTRAIGHT
source(x,fs,optionalParams)
%Source information extraction for STRAIGHT
%f0raw,ap,analysisParams]=exSTRAIGHTsource(x,
fs,optionalParams)
%Input parameters
%   x   : input signal. if it is multi
channel, only the first channel is used
%   fs  : sampling frequency (Hz)
%   optionalParams : Optional parameters for
analysis
%Output parameters
%   f0raw   : fundamental frequency (Hz)
%   ap     : amount of aperiodic component in
the time frequency representation
%           : represented in dB
%   analysisParams : Analysis parameters
actually used
%
%Usage:
%   Case 1: The simplest method
%   [f0raw,ap]=exSTRAIGHTsource(x,fs);
```

```

% Case 2: You can get to know what
parameters were used.
%[f0raw,ap,analysisParams]=exSTRAIGHTsource(x
,fs);
% Case 3: You can have full control of
STRAIGHT synthesis.
%Please use case 2 to find desired parameters
to modify.
%[f0raw,ap,analysisParams]=exSTRAIGHTsource(x
,fs,optionalParams);

%Notes on programing style
%This routine is based on the current
(2005.1.31) implementation of
STRAIGHT that consist of many legacy fragments.
They were intentionally
%kept for maintaining historic record. Revised
functions written in a
%reasonable stylistic practice will be made
available soon.

%Designed and coded by Hideki Kawahara
%15/January/2005
%01/February/2005 extended for user control
%30/April/2005 modification for Matlab v7.0
compatibility

%---Check for number of input parameters
switch nargin
    case 2
        prm=zinitializeParameters;
    case 3

prm=replaceSuppliedParameters(optionalParams)
;
    otherwise
        disp('Number of arguments is 2 or
3!');
        return;

```

```

end
% Initialize default parameters
% f0floor =
prm.F0searchLowerBound; %default : f0floor 40
f0floor=40;
%f0ceil = prm.F0searchUpperBound; %default :
f0ceil 800
f0ceil=900;
framem = prm.F0defaultWindowLength; % default
frame length for pitch extraction (ms) 40
f0shiftm = prm.F0frameUpdateInterval; %
shiftm % F0 calculation interval (ms) 1

fftl=1024; % default FFT length

framel=framem*fs/1000;

if fftl < framel
    fftl=2^ceil(log(framel)/log(2));
end;
fftl2=fftl/2;

[nr,nc]=size(x);
if nr>nc
    x=x(:,1);
else
    x=x(1,:)';
end;

nvo = prm.NofChannelsInOctave; % nvo=24; %
Number of channels in one octave
mu = prm.IFWindowStretch; % mu=1.2; % window
stretch from isometric window
imageOn = prm.DisplayPlots; % imgi=1; % image
display indicator (1: display image)
smp = prm.IFsmoothingLengthRelToFc; %
smp=1; % smoothing length relative to fc
(ratio)

```

```

minsm = prm.IFminimumSmoothingLength; %
minm=5; % minimum smoothing length (ms)
pcf0 = prm.IFexponentForNonlinearSum; %
pc=0.5; % exponent to represent nonlinear
summation
nh =
prm.IFnumberOfHarmonicForInitialEstimate; %
nc=1; % number of harmonic component to use
(1,2,3)
fname= prm.note; %=' '; % Any text to be
printed on the source information plot

nvc=ceil(log(f0ceil/f0floor)/log(2)*nvo); %
number of channels

% paramaters for F0 refinement
fftlf0r =
prm.refineFftLength; %fftlf0r=1024; % FFT
length for F0 refinement
tstretch =
prm.refineTimeStretchingFactor; %tstretch=1.1
; % time window stretching factor
nhmx =
prm.refineNumberOfHarmonicComponent; %nhmx=3;
% number of harmonic components for F0
refinement
iPeriodicityInterval =
prm.periodicityFrameUpdateInterval; % frame
update interval for periodicity index (ms)

%---- F0 extraction based on a fixed-point
method in the frequency domain

[f0v,vrv,dfv,nf,aav]=fixpF0VexMltpBG4(x,fs,f0
floor,nvc,nvo,mu,imageOn,f0shiftm,smp,minsm,p
cf0,nh);
if imageOn
    title([fname ' ' datestr(now,0)]);
    drawnow;

```

```

end;
field1='f0v'; value1=f0v;
field2='vrv'; value2=vrv;
field3='dfv'; value3=dfv;
field4='nf'; value4=nf;
field5='aav'; value5=aav;

%---- post processing for V/UV decision and
F0 tracking
[nn,mm]=size(f0v);
[pwt,pwh]=zplotcpower(x,fs,f0shiftm,imageOn);
field6='pwt'; value6=pwt;
field7='pwh'; value7=pwh;
[f0raw,irms,df,amp]=f0track5(f0v,vrv,dfv,pwt,
pwh,aav,f0shiftm,imageOn); % 11/Sept./2005
field8='f0raw'; value8=f0raw;
field9='irms'; value9=irms;
field10='df'; value10=df;
field11='amp'; value11=amp;
f0t=f0raw; avf0=mean(f0raw(f0raw>0));
f0t(f0t==0)=f0t(f0t==0)*NaN; tt=1:length(f0t);

if imageOn

subplot(615); plot(tt*f0shiftm,f0t,'g'); grid
on;
    if ~isnan(avf0)
        axis([1 max(tt)*f0shiftm ...
min(avf0/sqrt(2),0.95*min(f0raw(f0raw>0))) ...
..
max(avf0*sqrt(2),1.05*max(f0raw(f0raw>0)))]);
        end;
        ylabel('F0 (Hz)');
        hold on;
    end;

%---- F0 refinement

```

```

nstp=1; % start position of F0 refinement
(samples)
nedp=length(f0raw); % last position of F0
refinement (samples)
dn=floor(fs/(f0ceil*3*2)); % fix by H.K. at
28/Jan./2003
[f0raw,ecr]=refineF06(decimate(x,dn),fs/dn,f0
raw,fftlf0r,tstretch,nhmx,f0shiftn,nstp,nedp,
imageOn); % 31/Aug./2004% 11/Sept.2005
field12='f0raw_refine'; value12=f0raw;
field13='ecr'; value13=ecr;
if imageOn
    f0t=f0raw; avf0=mean(f0raw(f0raw>0));

f0t(f0t==0)=f0t(f0t==0)*NaN; tt=1:length(f0t);

subplot(615); plot(tt*f0shiftn,f0t,'k'); hold
off;
    drawnow
end;
%----- 31/July/1999
ecrt=ecr;
ecrt(f0raw==0)=ecrt(f0raw==0)*NaN;

if imageOn
    tirms=irms;
    tirms(f0raw==0)=tirms(f0raw==0)*NaN;
    tirms(f0raw>0)=-20*log10(tirms(f0raw>0));

subplot(616); hrms=plot(tt*f0shiftn,tirms,'g',
tt*f0shiftn,20*log10(ecrt),'r'); %31/July/199
9
    set(hrms,'LineWidth',[2]); hold on
    plot(tt*f0shiftn,-10*log10(vrv),'k. ');
    grid on; hold off
    axis([1 max(tt)*f0shiftn -10 60]);
    xlabel('time (ms)'); ylabel('C/N (dB)');
    drawnow;
    irmsz=irms*0;

```



```

end;

%-----
f0raw(f0raw<=0)=f0raw(f0raw<=0)*0; %
safeguard 31/August/2004
f0raw(f0raw>f0ceil)=f0raw(f0raw>f0ceil)*0+f0c
eil; % safeguard 31/August/2004
field14='f0raw_bound'; value14=f0raw;
if nargin == 1; return; end;

%----- aperiodicity estimation
[apvq,dpvq,apve,dpve]=aperiodicpartERB2(x,fs,
f0raw,f0shifm,iPeriodicityInterval,fft1/2+1,
imageOn); % 10/April/2002$11/Sept./2005
field15='apvq'; value15=apvq;
field16='dpvq'; value16=dpvq;
field17='apve'; value17=apve;
field18='dpve'; value18=dpve;
apv=10*log10(apvq); % for compatibility
dpv=10*log10(dpvq); % for compatibility
%- -----
%   Notes on aperiodicity estimation: The
previous implementation of
%   aperiodicity estimation was sensitive to
low frequency noise. It is a
%   bad news, because environmental noise
usually has its power in the low
%   frequency region. The following correction
uses the C/N information
%   which is the byproduct of fixed point
based F0 estimation.
%   by H.K. 04/Feb./2003
%- -----
dpv=correctdpv(apv,dpv,iPeriodicityInterval,f
0raw,ecrt,f0shifm,fs); % Aperiodicity
correction 04/Feb./2003 by H.K.
field19='correct_dpv'; value19=dpv;
if imageOn

```

```

bv=boundmes2(apv,dpv,fs,f0shiftm,iPeriodicity
Interval,fftl/2+1);
    figure;
    semilogy((0:length(bv)-
1)*f0shiftm,0.5./10.0.^(bv));grid on;
    set(gcf,'PaperPosition', [0.634517
0.634517 19.715 28.4084]);
end;

ap=aperiodiccomp(apv,dpv,iPeriodicityInterval
,f0raw,f0shiftm,fftl,imageOn); %
11/Sept./2005
field20='ap'; value20=ap;
switch nargsout
    case 2
    case 3
        analysisParams=prm;
    otherwise
        disp('Number of output parameters has
to be 2 or 3!')
end;
inspeksi=struct(field1,value1,field2,value2,f
ield3,value3,field4,value4,field5,value5,fiel
d6,value6,field7,value7,field8,value8,field9,
value9,field10,value10,field11,value11,field1
2,value12,field13,value13,field14,value14,fiel
d15,value15,field16,value16,field17,value17,
field18,value18,field19,value19,field20,value
20);
return;

%%%---- internal functions
function
[pw,pwh]=zplotcpower(x,fs,shiftm,imageOn)

flm=4; % temporal resolution in ms
flm=8; % 01/August/1999
fl=round(fl*fs/1000);

```

```

w=hanning(2*fl+1);
w=w/sum(w);
nn=length(x);

flpm=40;
flp=round(flpm*fs/1000);
wlp=fir1(flpm*2,70/(fs/2));
wlp(flpm+1)=wlp(flpm+1)-1;
wlp=-wlp;

tx=[x(:)' zeros(1,2*length(wlp))];
ttx=fftfilt(wlp,tx);
ttx=ttx((1:nn)+flp);
tx=[ttx(:)' zeros(1,2*length(w))];

pw=fftfilt(w,tx.^2);
pw=pw((1:nn)+fl);
mpw=max(pw);
pw=pw(round(1:shiftm*fs/1000:nn));
pw(pw<mpw/10000000)=pw(pw<mpw/10000000)+mpw/1
0000000; % safeguard 15/Jan./2003

b=fir1(2*fl+1,[0.0001 3000/(fs/2)]);
b(fl+1)=b(fl+1)-1;
xh=fftfilt(b,tx);
xh=xh((1:nn)+fl);
tx=[xh(:)' zeros(1,10*length(w))];
pwh=fftfilt(w,tx.^2);
pwh=pwh((1:nn)+fl);
pwh=pwh(round(1:shiftm*fs/1000:nn));
pwh(pwh<mpw/10000000)=pwh(pwh<mpw/10000000)+m
pw/10000000;% safeguard 15/Jan./2003

if imageOn
    subplot(614);
    tt=1:length(pw);
    hhg=plot(tt*shiftm,10*log10(pw), 'b');hold
on;

```

```

        plot(tt*shiftm,10*log10(pwh),'r');grid
on;hold off;
        set(hhg,'LineWidth',[2]);
        mp=max(10*log10(pw));
        axis([0 max(tt)*shiftm mp-70 mp+5]);
        ylabel('level (dB)');
        title('thick line: total power thin
line:high fq. power (>3kHz) ');
end;
okid=1;

%%%-----
function prm=zinitializeParameters;
prm.F0searchLowerBound=40; % f0floor,
Default : 40
prm.F0searchUpperBound=900; % f0ceil,
Default : 800
prm.F0defaultWindowLength = 25; % default
frame length for pitch extraction (ms)
(Default : 40ms)
prm.F0frameUpdateInterval=1; % shiftm % F0
calculation interval (ms)
prm.NofChannelsInOctave=24; % nvo=24; %
Number of channels in one octave
prm.IFWindowStretch=1.2; % mu=1.2; % window
stretch from isometric window
prm.DisplayPlots=0; % imgi=1; % image display
indicator (1: display image)
prm.IFsmoothingLengthRelToFc=1; % smp=1; %
smoothing length relative to fc (ratio)
prm.IFminimumSmoothingLength=5; % minm=5; %
minimum smoothing length (ms)
prm.IFexponentForNonlinearSum=0.5; %
pc=0.5; % exponent to represent nonlinear
summation
prm.IFnumberOfHarmonicForInitialEstimate=1; %
nc=1; % number of harmonic component to use
(1,2,3)

```

```

prm.refineFftLength=1024; %fft1f0r=1024; %
FFT length for F0 refinement
prm.refineTimeStretchingFactor=1.1; %tstretch
=1.1; % time window stretching factor
prm.refineNumberOfHarmonicComponent=3; %nhmx=
3; % number of harmonic components for F0
refinement
prm.periodicityFrameUpdateInterval=5; % frame
update interval for periodicity index
(ms)return
prm.note=' '; % Any text to be printed on the
source information plot

%%-----
function
prm=replaceSuppliedParameters(prmin);
prm=zinitializeParameters;
if isfield(prmin,'F0searchLowerBound')==1;

prm.F0searchLowerBound=prmin.F0searchLowerBou
nd;end;
if isfield(prmin,'F0searchUpperBound')==1;

prm.F0searchUpperBound=prmin.F0searchUpperBou
nd;end;
if isfield(prmin,'F0defaultWindowLength')==1;

prm.F0defaultWindowLength=prmin.F0defaultWind
owLength;end;
if isfield(prmin,'F0frameUpdateInterval')==1;

prm.F0frameUpdateInterval=prmin.F0frameUpdate
Interval;end;
if isfield(prmin,'NofChannelsInOctave')==1;

prm.NofChannelsInOctave=prmin.NofChannelsInOc
tave;end;
if isfield(prmin,'IFWindowStretch')==1;

```

```

prm.IFWindowStretch=prmin.IFWindowStretch;end
;
if isfield(prmin,'DisplayPlots')==1;
    prm.DisplayPlots=prmin.DisplayPlots;end;
if
isfield(prmin,'IFsmoothingLengthRelToFc')==1;

prm.IFsmoothingLengthRelToFc=prmin.IFsmoothingLengthRelToFc;end;
if
isfield(prmin,'IFminimumSmoothingLength')==1;

prm.IFminimumSmoothingLength=prmin.IFminimumSmoothingLength;end;
if
isfield(prmin,'IFexponentForNonlinearSum')==1;
;

prm.IFexponentForNonlinearSum=prmin.IFexponentForNonlinearSum;end;
if
isfield(prmin,'IFnumberOfHarmonicForInitialEstimate')==1;

prm.IFnumberOfHarmonicForInitialEstimate=prmin.IFnumberOfHarmonicForInitialEstimate;end;
if isfield(prmin,'refineFftLength')==1;

prm.refineFftLength=prmin.refineFftLength;end
;
if
isfield(prmin,'refineTimeStretchingFactor')==1;

prm.refineTimeStretchingFactor=prmin.refineTimeStretchingFactor;end;

```

```

if
isfield(prmin, 'refineNumberOfHarmonicComponent') == 1;

prm.refineNumberOfHarmonicComponent = prmin.refineNumberOfHarmonicComponent; end;
if
isfield(prmin, 'periodicityFrameUpdateInterval') == 1;

prm.periodicityFrameUpdateInterval = prmin.periodicityFrameUpdateInterval; end;
if isfield(prmin, 'note') == 1;
    prm.note = prmin.note; end;
return

```

### **Ekstraksi Frekuensi *Formant* dengan LPC :**

```

clear; clc;
Data = '009-N-014-c5';
[X, Fs] = wavread(Data);
X = resample(X, 8000, Fs); Fs = 8000;
%Plot waveform
frame_1 = 0.02 * Fs;
xframe = X(5 * frame_1 : 6 * frame_1);
t = (0 : length(xframe) - 1) / Fs; %times of sampling
instants
figure;
plot(t, xframe);
legend('1 Frame WaveForm');
ylabel('Magnitude');
xlabel('Time');
%do fourier transform of windowed signal
Y = fft(xframe .* hamming(length(xframe)));
%plot spectrum of bottom 8000hz
hz5000 = 5000 * length(Y) / Fs;
f = (0 : hz5000) * Fs / length(Y);
figure;
plot(f, 20 * log10(abs(Y(1 : length(f))) + eps));
legend('Spectrum');

```

```

xlabel('Frequency (Hz)');
ylabel('Magnitude (dB)');
%get Linear prediction filter
ncoeff = 2 + Fs/1000; %rule of thumb for
formant estimation
a=lpc(X,ncoeff);
%plot frequency response
[h,f]=freqz(1,a,512,Fs);
figure;
plot(f,20*log10(abs(h)+eps));
legend('LP Filter');
xlabel('Frequency (Hz)');
ylabel('Gain(dB)');
%find frequencies by root-solving
r=roots(a); %find roots of polynomial a
r=r(imag(r)>0.1); %only look for roots >0 up
to fs/2 (default 0.01-karna fl<600 Hz dirasa
estimasi yang salah)
ffreq=sort(atan2(imag(r),
real(r))*Fs/(2*pi));
%convert to Hz and sort
for i=1:length(ffreq)
    fprintf('Formant %d
Frequency %.1f\n',i,ffreq(i));
end

```



## **Ekstraksi *Delta* dan *Double Delta Cepstral* :**

```
% EXAMPLE Simple demo of the MFCC function
usage.
%
% This script is a step by step walk-
through of computation of the
% mel frequency cepstral coefficients
(MFCCs) from a speech signal
% using the MFCC routine.
% See also MFCC, COMPARE.
% Author: Kamil Wojcicki, September 2011
% Clean-up MATLAB's environment
clear all; close all; clc;

% Define variables
Tw = 25; % analysis frame duration (ms)
Ts = 10; % analysis frame shift (ms)
alpha = 0.97; % preemphasis coefficient
M = 20; % number of filterbank channels
C = 24 % number of cepstral coefficients
L = 22; % cepstral sine lifter parameter
LF = 300; % lower frequency limit (Hz)
HF = 3700; % upper frequency limit (Hz)
%wav_file = '001-Laper (minta susu)_26-
01-16.wav'; % input audio filename
Data = '01-M-003-c2';

% Read speech samples, sampling rate and
precision from file
[ speech, fs, nbits ] = wavread(Data);
speech=speech(:,1);

% Feature extraction (feature vectors as
columns)
[ MFCCs, FBEs, frames ] = ...
    mfcc( speech, fs, Tw, Ts,
alpha, @hamming, [LF HF], M, C+1, L );
```

```

    % Generate data needed for plotting
    [ Nw, NF ] =
size( frames );           % frame length
and number of frames
    time_frames = [0:NF-
1]*Ts*0.001+0.5*Nw/fs; % time vector (s) for
frames
    time = [ 0:length(speech)-
1 ]/fs;           % time vector (s) for
signal samples
    logFBES =
20*log10( FBES );           % compute
log FBES for plotting
    logFBES_floor = max(logFBES(:))-
50;           % get logFBE floor 50 dB below
max
    logFBES( logFBES<logFBES_floor ) =
logFBES_floor; % limit logFBE dynamic range

    %save n plot Delta dan Double Delta
    MFCCs=MFCCs';
    delta = mfcc2delta(MFCCs,2);
    ddelta = mfcc2delta(delta, 2);

    xlswrite('D-01-M-003-c2.xlsx', delta);
    xlswrite('DD-01-M-003-c2.xlsx', ddelta);
    xlswrite('CC-01-M-003-c2.xlsx', MFCCs);

    h=figure;
    subplot(3,1,1);
    plot(MFCCs);
    title(['Cepstral Coefficient ', Data,]);
    xlabel('Samples'); ylabel('Amplitude');
    subplot(3,1,2);
    plot(delta);
    title('Delta Coefficient');
    xlabel('Samples'); ylabel('Amplitude');
    subplot(3,1,3);
    plot(ddelta);

```

```

title('Double Delta Coefficient');
xlabel('Samples'); ylabel('Amplitude');
%saveas(gcf,[Data],'eps');
print(h,'-dpsc',Data);

```

```

Function konversi MFCC to Delta Cepstral :
function delta_coeff = mfcc2delta(CepCoeff,d)
% delta_coeff = mfcc2delta(CepCoeff,d);
% Input:-> CepCoeff: Cepstral Coefficient
% (Row Represents a feature vector for a frame)
% d : Lag size for delta feature computation
% Output:-> delta_coeff: Output delta
coefficient
%Main Code->
[NoOfFrame NoOfCoeff]=size(CepCoeff); %Note
the size of input data
%The next portion is same as voicebox code
for delta computation.
%Reference of Original Source:
%http://www.ee.ic.ac.uk/hp/staff/dmb/voicebox/voicebox.html
%melcept.m
vf=(d:-1:-d);
vf=vf/sum(vf.^2);
ww=ones(d,1);
cx=[CepCoeff(ww,:); CepCoeff;
CepCoeff(NoOfFrame*ww,:)];
vx=reshape(filter(vf,1,cx(:)),NoOfFrame+2*d,NoOfCoeff);
vx(1:2*d,:)=[];
delta_coeff=vx;

```



## **BAB V**

### **KESIMPULAN DAN SARAN**

#### **5.1 Kesimpulan**

Berdasarkan pengukuran, analisa, dan pembahasan yang telah dilakukan pada penelitian ini maka kesimpulan yang dapat diambil adalah metode STRAIGHT dapat mengekstraksi  $F_0$  dengan baik walaupun dalam kondisi sinyal suara memiliki waktu periode pendek seperti pada sinyal tangisan bayi. Selain itu, metode LPC mampu mengekstraksi frekuensi *formant* pada tangisan bayi. Hasil ekstraksi  $F_0$  dan frekuensi *formant* belum dapat membedakan setiap kondisi tangisan bayi. Namun dengan penambahan analisa fitur dinamik yaitu dari trajektori prosodi (nilai *delta* dan *double delta cepstral*) mampu membedakan secara signifikan dari pola setiap kondisi tangisan bayi yang ditinjau dari perubahan fasa gelombang tangisan. Sehingga karakteristik tangisan bayi berhasil dibedakan melalui ketiga parameter tersebut.

#### **5.2 Saran**

Adapun saran yang dapat digunakan untuk pengembangan penelitian ini, yaitu :

- a. Perlu dilakukan penambahan *database* dan waktu penelitian yang cukup lama agar mendapatkan karakter tangisan yang benar-benar menggambarkan tiap kondisi.
- b. Perlu penggunaan metode estimasi yang lebih akurat, cepat dan tepat untuk ekstraksi sinyal tangisan pada parameter akustik lainnya.

*Halaman Ini Sengaja Dikosongkan*

## DAFTAR PUSTAKA

- Al-Azhar, M. N., 2011. *Audio Forensic : Theory And Analysis*.  
**Pusat Laboratorium Forensik Polri Bidang Fisika  
Dan Komputer Forensik, pp. 3-6, 2011.**
- Cahyaningtyas, C., 2015. *Speech Synthesis Bahasa Indonesia  
Berbasis Hidden Markov Model (HMM) pada Intonasi  
Kalimat Berita dan Kalimat Tanya. Tugas Akhir  
Jurusan Teknik Fisika FTI-ITS, Surabaya.  
Indonesia.*
- Cheveigne, A. D., dan Kawahara, H., April 2002. *YIN, a  
fundamental estimator for speech and music. J. Acoust.  
Soc. Am. 111(4).*
- Cohen, Rami. dan Yizhar Lavner. 2012. *Infant Cry Analysis  
and Detection. IEEE 27<sup>th</sup> Convention of electrical an  
electronics engineers in Israel.*
- Furui, S., 1985. *Digital Speech Processing Synthesis and  
Recognition, Imarcel Decker Inc.*
- Fort, A., dan Manfredi, C., 1998. *Acoustic Analysis of Newborn  
Infant Cry Signal. Medical Engineering & Physics 20  
(1998) 432-442.*
- Gunawan, E.T., 2014. *Statistical Parametric Synthesis Ujaran  
Bahasa Indonesia Berbasis Hidden Markov Model  
(HMM). Tugas Akhir Jurusan Teknik Fisika FTI-  
ITS, Surabaya. Indonesia.*
- Herlina. 2010. *Karakteristik Tahapan Perkembangan. Materi  
Kuliah Deteksi Dini Dalam Perkembangan. Jurusan  
Psikologi, UPI.*
- Hidayati, R. 2009. *The Extraction of Acoustic Features of  
Infant Cry for Emotion Detection Based on Pitch and*

- Formants*. **IEEE, ICICI-BME 23-25 Nov 2009, Bandung, Indonesia.**
- Jamazy, A. A., 2015. *Aplikasi Speech Recognition sebagai Sistem Pengendali Gerakan Animasi Pada Computer*. **Jurnal Elektro PENS, Teknik Telekomunikasi Vol. 1 No. 2, 2015.**
- Kawahara, H., Katayose, H., Cheveigné, A., and Patterson, R., 1999. *Fixed Point Analysis of Frequency Mapping for Accurate Estimation of  $F_0$  and Periodicity*, **Proc. Eurospeech, pp. 2781-2784.**
- Lederman, Dror. 2002. *Automatic Classification of Infants' Cry*. **Thesis pada Electrical and Computer Engineering Departement, Ben-Gurion University of The Negev.**
- Maulida, N., Alfiah, W. F., Pawestri, D. A., Zaman, M. Q., Susanto, H., Arifianto, D., Juli 2016. *Fundamental Frequency Evaluation of Infant Crying*. **International Conference ISITIA 2016, Lombok, Indonesia.**
- Mustafa, K., dan Bruce, I. C., Maret 2006. *Robust Formant Tracking for Continuous Speech with Speaker Variability*. **IEEE Transaction on Audio, Speech, and Language Processing, Vol. 14 No. 2.**
- Orlandi, S., dkk. 2015. *Application of Pattern Recognition Techniques to the Classification of Full-Term and Preterm Infant Cry*. **Journal of Voice, Vol. 08, No. 007, pp. 1-8.**
- Saraswathy, J., dkk. 2013. *Infant Cry Classification: Time Frequency Analysis*. **IEEE International Conference on Control System, Computing and Engineering, 29 Nov, - 1 Dec. 2013, Penang, Malaysia.**



- Subali, M., Djasri, D., dan Alawiyah, N., 2014. *Frekuensi Forman Sebagai Model Akustik Tabung Sederhana dari Vocal Tract*. **Prosiding Seminar Nasional Aplikasi Sains & Teknologi (SNAST)**. Yogyakarta, 15 November 2014.
- Utomo, A. B., Wahyudi, dan Hidayanto, A., 2007. *Analisa Karakteristik Suara Manusia Berdasarkan Frekuensi Fundamental, dan Tingkat usia pada pelajar SLTP dan SMA*. **Makalah Tugas Akhir Jurusan Teknik Elektro, Universitas Diponegoro**.
- Zahorian, S.A., dan Hongbing Hu. Juni 2008. *A Spectral/temporal method for robust fundamental frequency tracking*. **J. Acoust. Soc. Am.** 123(6), pp. 4559-4571.
- Zen, H., Toda, T., Nakamura, M., dan Tokuda, K., Januari 2007. *“Details of Nitech HMM-Based Speech Synthesis System for the Blizzard Challenge 2005”*. **IEICE Trans. INF & SYST, Vol. E90-D, No. 1**.

*Halaman Ini Sengaja Dikosongkan*

## BIODATA PENULIS



Nama lengkap penulis **Nadhifa Maulida** yang dilahirkan di Kota Surabaya pada tanggal 9 September 1992 dari ayah bernama Moch. Soffan Hadi (Alm.) dan ibu bernama Rony Ulfa. Penulis merupakan anak bungsu dari tiga bersaudara. Saat ini penulis berdomisili di kota Surabaya. Pada tahun 2005, penulis telah menyelesaikan pendidikan tingkat dasar di SDN Kandangan III Surabaya. Pada tahun 2008 penulis menyelesaikan pendidikan tingkat menengah di SMPN 26 Surabaya. Tahun 2011 berhasil menyelesaikan pendidikan tingkat menengah atas di SMAN 2 Surabaya. Tahun 2014 telah menyelesaikan gelar Ahli Madya di Program Studi DIII-Metrologi dan Instrumentasi, Jurusan Teknik Fisika-ITS. Pada tahun 2016 penulis telah berhasil menyelesaikan gelar Sarjana-Strata 1 di Jurusan Teknik Fisika, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya. Penulis lulus dengan menyelesaikan Tugas Akhir dengan judul “**KARAKTERISASI TANGIS BAYI DENGAN MULTIPARAMETER BERDASARKAN FITUR AKUSTIK**” pada bidang minat Akustik dan Fisika Bangunan. Bagi pembaca yang memiliki kritik, saran, atau ingin berdiskusi lebih lanjut mengenai Tugas Akhir ini maka dapat menghubungi penulis melalui email **adhifa.maulida@gmail.com**.